

Aus der Klinik und den Polikliniken für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
— Poliklinik für zahnärztliche Prothetik —
der Johannes Gutenberg — Universität Mainz
(Direktor: Professor Dr. K. Fuhr)

EINE NEUE BRÜCKENKONSTRUKTION
FÜR DEN UNTERKIEFER

Inaugural — Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg — Universität in Mainz

dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von

Manfred Nothof

aus

St. Ingbert

Mainz 1982

Aus der Klinik und den Polikliniken für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
- Poliklinik für zahnärztliche Prothetik -
der Johannes Gutenberg - Universität Mainz
(Direktor: Professor Dr. K. Fuhr)

EINE NEUE BRÜCKENKONSTRUKTION
FÜR DEN UNTERKIEFER

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg - Universität in Mainz

dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von
Manfred Nothof

aus
St.Ingbert

Mainz 1982

Dekan : Prof. Dr. K.H. Bäßler

1. Gutachter : Prof. Dr. G. Siebert

2. Gutachter : Prof. Dr. K. Fuhr



Tag der mündlichen Prüfung : 23. Juni 1982

Für Jens Nicolas

Inhaltsverzeichnis

Seite

1. Einleitung und Problemstellung	1
2. Terminologie	3
3. Unterkieferdeformation, Problematik fest- sitzender Brücken, Zahnbeweglichkeitsmes- sung, paraokklusale Schienen und Kaudruck im Schrifttum	5
3.1. Unterkieferdeformation	5
3.2. Problematik festsitzender Brücken	10
3.3. Zahnbeweglichkeitsmessung	17
3.4. paraokklusale Schienen	21
3.5. Kaudruck	22
4. Eine neue Brückenkonstruktion	25
4.1. Beschreibung der Konstruktion	25
4.1.1. Abbildung	25
4.1.2. Materialien	26
4.1.3. technische Daten	26
4.2. Funktion der Konstruktion	27
4.3. statische und dynamische Berechnung der Brücke	29
5. Eigene Untersuchungen	41
5.1. Apparatur und Methodik zur Messung der Kinetik der Pfeilerzähne	41

	Seite
5.1.1. Meßstelle	42
5.1.1.1. Meßwertaufnehmer	42
5.1.1.2. Mu-Metallplättchen	43
5.1.1.3. paraokklusale Schiene	44
5.1.1.4. Eichblock	49
5.1.1.5. Einbauanordnung	50
5.1.2. Verstärker	52
5.1.3. Kompensationsschreiber	53
5.1.4. Vorbereitung der klinischen Messung	54
5.1.4.1. paraokklusale Schiene und Mu-Metallplättchen	54
5.2. Reihenfolge der klinischen Messungen	58
5.2.1. mit neuer Brücke	58
5.2.2. ohne prothetische Versorgung	59
5.2.3. mit herkömmlicher Brücke	59
5.3. klinische Messung	60
5.4. Reproduzierbarkeit	62
6. Untersuchungsergebnisse	66
6.1. Verfahren zur Auswertung der aufge- zeichneten Kurven	66
6.2. Ergebnisse der Auswertung	72
6.2.1. Proband A	72
6.2.1.1. mit neuer Brücke	72
6.2.1.2. ohne proth. Versorgung	76
6.2.1.3. mit herkömml. Brücke	80
6.2.2. Proband B, Brücke 44 - 48	84
6.2.2.1. mit neuer Brücke	84
6.2.2.2. ohne proth. Versorgung	88
6.2.2.3. mit herkömml. Brücke	92

	Seite
6.2.3. Proband B, Brücke 35 - 38	96
6.2.3.1. mit neuer Brücke	96
6.2.3.2. ohne proth. Versorgung	100
6.3. Gegenüberstellung wichtiger Werte und deren Interpretation	104
6.3.1. Proband A, Brücke 33 - 36	104
6.3.2. Proband B, Brücke 44 - 48	111
6.3.3. Proband B, Brücke 35 - 38	118
7. Diskussion	122
8. Zusammenfassung	130
9. Befunde und Aufzeichnungen der Probanden	133
9.1. Befunde	133
9.2. Aufzeichnungen	134
10. Literaturverzeichnis	141

Lebenslauf



Digitized by the Internet Archive
in 2026

1. Einleitung und Problemstellung

Die festsitzende Brücke hat die Aufgabe einer Restitutio ad integrum des teilreduzierten Kauorgans. Ihr Zweck ist "die formale und funktionelle Rekonstruktion des mandibulo - maxillären Organs" (FUHR, 13) in funktioneller, phonetischer und ästhetischer bzw. physiognomischer Hinsicht sowie die Verhinderung "möglicher sekundärer Schädigung aufgrund eines Zahnverlustes" (Fuhr, 14), d. h. in prophylaktischer Hinsicht.

Damit die Brücke ihre Aufgabe, die formale und funktionelle Rekonstruktion des mandibulo - maxillären Organs, erfüllen kann, ist es notwendig, die den Zähnen eigene Kinetik und die elastische Deformation der sie tragenden Knochen wie Maxilla und speziell der Mandibula mit zu vollziehen bzw. zu versuchen, sie wenigstens annähernd zu erreichen.

Gerade die Mandibula mit ihrer elastischen Deformation während der Mastikation bringt gewisse Schwierigkeiten beim Eingliedern weitgespannter Brücken im Unterkiefer mit sich. Diese führen hier zu einer starken Einschränkung der elastischen Deformation.

Vor allem bei größerem Zahnverlust ist das Einfügen eines festsitzenden Ersatzes problematisch. Hier werden durch die übersteigerte elastische Deformierbarkeit des Fundaments Brücke oder Pfeilerzähne gelockert (FUHR, 13), wie das klinische Bild häufig zeigt.

Ebenso wie diese elastische Deformation, die sich in einer Verbiegung und in einer Verdrillung der Unterkieferäste äußert, wird auch die physiologische Zahnbeweglichkeit durch das Einfügen eines festsitzenden

starren Ersatzes behindert. Untersuchungen (SIEBERT, 62) haben gezeigt, daß die physiologische Kinetik der Zähne in Größe und Richtung recht unterschiedlich ist.

Bei der Mastikation treten Auslenkungen der Zähne in der Sagittalen auf. Diesem physiologischen "Auffächern der Zahnreihen" in mesio-distaler Richtung (WEBER-THEDY, 73) wirkt eine starre Brückenkonstruktion entgegen bzw. ruft an den Pfeilerzähnen unphysiologische Reaktionskräfte hervor, die sich ungünstig auf das gesamte Desmodont auswirken können.

Zusammenfassend läßt sich also sagen, daß festsitzende, starre Brücken zu einer starken Behinderung der elastischen Deformation des Unterkiefers führen und eine unphysiologische Immobilität der Zähne zur Folge haben.

Es erhebt sich somit die Forderung nach dem Erhalt dieser physiologischen Bewegungen und Verformungen.

Ziel dieser Arbeit war es, die von SIEBERT und SCHNORBACH (65) entwickelte "Drehbrücke" statisch und dynamisch zu berechnen und herauszufinden, inwieweit sie die physiologischen Bewegungen im mandibulo-maxillären Organ nachvollziehen kann.

Es sollte weiterhin klinisch experimentell nachgewiesen werden, inwieweit ein Unterschied in der okklusionsbedingten Kinetik der Pfeilerzähne bei herkömmlichen Brücken zu der neuen Brücke besteht bzw. inwieweit diese neue Konstruktion die physiologische Kinetik der Pfeilerzähne nachvollziehen kann.

2. Terminologie

Im folgenden werden einige Definitionen angegeben, wie sie in der Nomenklatur der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde und mit der im anglo-amerikanischen Schrifttum übereinstimmen. Es werden die von SIEBERT (62) angegebenen Ergänzungen übernommen.

Okklusion (occlusion)	: Jeder Kontakt zwischen Oberkiefer- und Unterkieferzähnen.
Protrusion (Vorschub)	: Bewegung des Unterkiefers, bei der sich beide Kondylen gleichzeitig nach ventral bewegen.
Laterotrusion	: Bewegung, bei der der Unterkiefer von der Medianebene nach lateral schwenkt.
Eckzahnführung	: Die Disklusion wird mit Hilfe der Führungsflächen am Eckzahn erreicht.
Leermastikation	: Alle Bewegungen des Unterkiefers in Zahnkontakt ohne Bolus.
Öffnen	: minimale Mundöffnung, bei der ohne Okklusion Unterkieferbewegungen durchgeführt werden können.

Schließen	: Heranführen des Unterkiefers an den Oberkiefer bis zum ersten Zahnkontakt.
Pressen	: Schließen und starke bilaterale Kontraktion der Schließmuskeln.
Vibrieren	: Schließen und Pressen. Anschließend abwechselnd unilaterale Muskelkontraktionen.
Knirschen (Reiben)	: Vibrieren mit geringer lateraler Verschiebung des Unterkiefers, ohne in Disklusion zu kommen.
Hacken	: Schnelles Öffnen und Schließen der Zahnreihen, wie beim "Klappern".
Zungendruck	: Pressen und Druck der Zunge gegen die Zahnreihen.
Kinetik	: Auslenkungen der Zähne aufgrund von okklusalen Kräften.
Abkürzungen:	
di	: distal
me	: mesial
li	: lingual
bu	: buccal

3. Unterkieferdeformation, Problematik festsitzender Brücken, Zahnbeweglichkeitsmessung, paraokklusale Schienen und Kaudruck im Schrifttum

3.1. Unterkieferdeformation

WINKLER (77) fand bereits 1920 bei seinen Untersuchungen über den funktionellen Bau des Unterkiefers, daß die Havers'schen Lamellensysteme so angeordnet sind, daß sie einer Verbiegung des Unterkiefers bei Belastung entgegenwirken. Bei Beanspruchung des Unterkiefers im Frontbereich fand er Zugbelastung im oberen Teil und Druckbelastung im unteren Teil des Corpus mandibulae.

Hieraus resultiert eine Verbiegung der Mandibula in vertikaler Richtung nach vorn unten, d.h. sie wird konvex.

MÜHLEMANN (48) fand bei seinen Messungen der Zahnbeweglichkeit, daß starke Kräfte gegen den Zahn gerichtet, eine elastische Deformation des gesamten Alveolarfortsatzes bewirken.

JUNG (29) berichtete 1948, daß auch die Skeletteile eines gesunden Gebißsystems schon bei physiologischer Beanspruchung in einem praktisch durchaus bedeutungsvollen Ausmaße elastisch deformiert werden.

1952 verwies er (30) auf den von BLUNTSCHLI geprägten Begriff des Basalbogens, der als eigentliche Tragspange des Unterkiefers nicht mit dem Kieferkörper der topographischen Anatomie identisch ist. Er fand bei gesunden Gebissen eine Verringerung der Molarendistanz bei maximaler Bißöffnung um 0,35 mm und bei maximaler Vor-schubbewegung um etwa 0,70 mm. Im Bereich der Prämolaren ist die dabei auftretende elastische Deformation sechsmal kleiner.

Die Zahlen zeigen, daß die Unterkieferäste im frontalen Bereich der Mandibula relativ unbeweglich sind.

1960 schrieb JUNG (32), wie auch schon 1952 (30), die Deformation des Unterkiefers dem Zug der ansetzenden Muskeln zu: "Bei maximaler Bißöffnung komprimieren nur die einwärts gerichteten Komponenten der äußeren Flügelmuskel den Unterkiefer, der in den Kieferwinkelgehenden durch die maximal gedehnten Kieferschließer fixiert wird. Nur die distalen Abschnitte der Mm. mylohyoidei kippen die horizontalen Äste mit dem aufgestockten Alveolarfortsatz zungenwärts, so daß der Zahnbogen enger wird."

Bei maximalem Vorschub fällt die Fixation durch die Kieferschließer fort. Alle bißöffnenden Muskeln komprimieren den Unterkiefer mit dem Zahnbogen.

Der Oberkiefer, der über die Gesichtspfeiler an der Schädelbasis abgestützt ist und an dessen Basalbogen keine Muskeln angreifen, ist zierlicher als die freitragende Spange des Unterkiefers und wird dennoch weniger stark elastisch deformiert.

JUNG (30) vermutete weiterhin, daß eine Verformung der Basalbögen des Unterkiefers in vertikaler Richtung auftritt, was aber bis dahin noch nicht untersucht wurde.

JOB (27) stellte 1951 Untersuchungen über die Elastizität der Skeletteile des Gebißsystems bei der mastikatorischen Funktion an. Er fand im "Leerlauf" die angegebenen Werte von JUNG bestätigt und bei Belastung im Unterkiefermolarenbereich eine transversale Verengung von 0,2 - 0,4 mm und im Prämolarenbereich eine von 0,1 - 0,2 mm.

Im Oberkiefer sind die Werte wesentlich kleiner. Bei seinen Versuchen ließ er die Probanden auf Holzstäbchen aufbeißen.

WEBER-THEDY (73) spricht 1964 den Unterkiefer als Kragarm an, der bei Belastung eine Biegung mit okklusaler Konvexität erfährt. Danach liegt der Alveolarfortsatz in der Zugzone und der Basalbogen in der Druckzone. Die Zahnreihen fächern sich gewissermaßen mesio-distal auf.

Auch der Alveolarfortsatz des Oberkiefers ist seiner Meinung nach ein an Joch- und Stirnbeinpfiler verankerter, fazial ausladender Kragarm, der durch den Gaumenfortsatz eine Querversteifung erfahren hat. Durch die Kaukraft wird der Oberkiefer so nach kranial gebogen, daß die Biegelinie eine okklusale Konvexität erhält.

Der Unterschied in der Größe der elastischen Deformation zwischen Ober- und Unterkiefer sei lediglich quantitativ und nicht qualitativ. Er schiebt der Wurzelhaut eine Zuggurtungsfunktion zu.

MARX (43) untersuchte 1967 die funktionsbedingte elastische Deformierung der menschlichen Mandibula mit Hilfe induktiver Wegaufnehmer, die er direkt am Unterkieferknochen befestigte. Er registrierte die bei den einzelnen Kieferfunktionen auftretenden Durchbiegungen und Verwindungen.

Als wichtigstes Ergebnis stellte er fest, daß die horizontalen Äste der Mandibula bei frontalem Aufbeißen in nach kaudal konkaver Richtung durchgebogen werden. Bei einseitiger Druckbelastung der Zahnreihen, entspre-

chend einem Kauen im Molarenbereich auf nur einer Kieferseite, erfährt die Mandibula eine Verwindung, wobei der jeweils belastete horizontale Ast eine kaudal konvexe Biegung zeigt, während der gegenüberliegende unbelastete Ast in kaudal konkaver Richtung durchgebogen wird.

Desweiteren untersuchte MARX (44) 1967 die Auswirkungen der Durchbiegung des Kieferknochens auf die Zähne und inwieweit es dabei zu der von WEBER-THEDY (73) angenommenen "Auffächerung" der Seitenzahnreihen kommt. Er stellte fest, daß es bei starker frontaler Belastung der Mandibula sowie beim einseitigen druckstarkem Kauen im Molarenbereich zu einer Durchbiegung der horizontalen Kieferäste in vertikaler Richtung mit Auffächerung der Seitenzahnreihen kommen kann.

MOTSCH (47) berichtet 1968 von spannungsoptischen Experimenten, die HOFFMANN (22) an Unterkiefermodellen durchgeführt hatte und dabei fand, daß die wesentlichen elastischen Verformungen des Unterkiefers beim einseitigen Kauen auf einer Biegebeanspruchung des horizontalen Astes der Kauseite nach kaudal und auf der Balanceseite nach kranial beruhen. Bei der Frontzahnbelastung und beim beidseitigen Kauen beruhen sie auf einer Biegebeanspruchung beider horizontalen Äste nach kaudal.

SIEBERT (63) führte 1978 klinisch-experimentelle Untersuchungen zur Auslenkung von Zähnen auf Grund der elastischen Deformierbarkeit der Mandibula mit induktiven Wegaufnehmern durch. Er vermutet, daß den von ihm gefundenen, allein muskulär bedingten Auslenkungen, eine kompensatorische Funktion gegenüber den während der Leermastikation entstehenden Auslenkungen zukommt.

KOECK und SANDER (35) stellten 1978 Untersuchungen über die elastische Deformierung der Unterkieferspange ebenfalls mit Hilfe induktiver Wegaufnehmer an. Sie fanden Distanzänderungen zwischen den Molaren bis zu 100 μm bei Mundöffnung und bis zu 500 μm bei der Vorschubbewegung des Unterkiefers.

Verantwortlich für die Kompression bei der Mundöffnung scheint ihnen die Horizontalkomponente des *M. pterygoideus lateralis* zu sein, für die Distanzzunahme bei der Vorschubbewegung der *M. pterygoideus medialis*.

3.2. Problematik festsitzender Brücken

JUNG (29) bemerkt, daß seine Patienten über spannende Schmerzen am distalen Pfeilerzahn nach dem Einsetzen von unteren Seitenzahnbrücken klagen. Er findet weiterhin am distalen Pfeilerzahn unterer Seitenzahnbrücken lingual eine hartnäckige Gingivitis oder starke Retraktion der Gingiva und daß sich untere Seitenzahnbrücken leicht vom distalen Pfeiler lösen.

Nach JUNG (30) wird "der physiologische Ablauf der elastischen Deformation des unteren Alveolarfortsatzes durch eine starr zusammengefaßte Zahnreihe, wie es durch Brücken und Schienen geschieht, ... erheblich gestört." Er greift die von BOITEL und CHAYES immer wieder zur Debatte gestellte Frage auf, ob bei Brücken die Eigenbeweglichkeit der Zähne durch einseitige labile Verankerung des Brückenkörpers erhalten werden muß.

Wie JUNG (31) 1954 berichtet, führen Seitenzahnbrücken, die in die Frontzahnreihe hineinreichen, aufgrund der elastischen Deformation des Unterkiefers häufig zu Mißerfolgen.

LÜBECK (40) meint dazu: "Bei extrem dick gestalteten Brückenbalken ist deren Verbiegung bestimmt vernachlässigbar klein gegenüber der elastischen Deformation der Knochenbasis und der Nachgiebigkeit des Periodontiums. Eine Verbiegung des Kieferknochens bewirkt daher eine proportionale Belastung des Zahnhalteapparates in entgegengesetzter Richtung. Wie dieser reagiert, ob mit Anpassung, Umbau oder Entzündung, hängt von der Größe der Belastung und der Konstitution des Patienten ab.

Der andere Extremfall, bei dem die Brücke dünn und hochfedernd ist, ist praktisch nicht realisierbar; eine solche Brücke würde den Kaukräften nicht standhalten. Der Zahnhalteapparat freilich wäre bei einer solchen Konstruktion maximal entlastet."

JUNG (32) schreibt 1960: "Die Versteifung eines kleineren Zahnreihenabschnittes beeinflusst schon die Deformation des Knochens und ändert die Zahnbeweglichkeit,"

Weiterhin schreibt JUNG (33) in seinem Artikel zur Zahnbeweglichkeit, daß zu den von MÜHLEMANN angegebenen drei Phasen der Zahnbeweglichkeit noch eine indirekte Zahnbeweglichkeit hinzukommt, die bei prothetischer Versorgung des Lückengebisses berücksichtigt werden muß.

JOB (27) sagt 1951 zur prothetischen Versorgung mit Brückenersatz folgendes: "Unzweifelhaft wird durch die Versteifung einer Brückenkonstruktion die Bewegung der Zähne, die diese mit dem Alveolarfortsatz ohne Beanspruchung des alveolo-dentalen Gelenkes ausführen, gehemmt. Nicht gehemmt wird aber die Bewegung des Alveolarfortsatzes. Zum Ausgleich muß eine stärkere Beanspruchung des Paradentiums eintreten durch größere und zusätzliche Bewegung in dem gelenkigen System zwischen Zahn und Alveole."

Deshalb fordert er: "Eine Bewegungsmöglichkeit ist zu schaffen durch Zwischenschaltung von Gelenken zwischen Pfeilern und Brückenkörper. Wesentlich scheint mir auch, zu berücksichtigen, daß die Federung, die durch die Wahl eines günstigen Querschnittes und möglichst geringen Durchmessers an den Kontaktpunkten entsprechenden

Teilen der Brücke geschaffen wird, so stark sein muß, daß die horizontalen Schubmomente eher durch die Brücke selbst als durch das alveolo-dentale Gelenk aufgefangen werden."

Er fordert zur Klärung dieses Problems weitere Untersuchungen.

WEBER-THEDY (73), der 1964 vom Auffächern der Zahnreihe schreibt, meint: "Auch stören starre Brücken, Neyklammerprothesen und Schienen die Statik der Kiefer. Bei körperlicher Verbindung von Zähnen nimmt die statische Dysfunktion mit steigender Ausweitung der Verblockung zu."

MARX (43) schreibt, daß festsitzende Brücken mit einseitig labiler Verankerung das physiologische Spiel der elastischen Kieferdeformierung kaum oder nur minimal beeinträchtigen und die parodontalen Rückwirkungen geringfügig sind, d.h. sich im physiologischen Bereich bewegen. Brücken mit stabiler Versteifung führen gegenüber den bei der elastischen Deformierung an den mitbewegten Zähnen auftretenden Kräften stets zu einer Immobilisierung der Pfeilerzähnen.

Weiterhin glaubt MARX (44) aus seinen Untersuchungen schließen zu können, daß die bei der elastischen Deformierung der Mandibula von den mitbewegten Zähnen ausgeübten Kräfte nicht in der Lage sind, normal starke Brückenkörper zu deformieren und weiter, daß normale zahnärztliche Endpfeilerbrücken gegenüber den bei der elastischen Deformierung des Kieferknochens auftretenden Zahnbewegungen eine totale immobilisierende Wirkung haben.

KOECK und SANDER (35) fordern 1978: " Ferner sollte bei prothetischen Rehabilitationen die elastische Deformation, insbesondere die mögliche Durchbiegung im Eckzahnbereich berücksichtigt werden. Dies gilt besonders für weitspannige Brücken, die eine funktionell vorhandene, elastische Deformierung nicht zulassen. Zementauflösungen sowie Lockerungen der distalen oder zwischengeschalteten Pfeilerzähne können Folge derartiger Deformierungen sein."

SIEBERT (63) betont die Notwendigkeit, bei rehabilitierenden Maßnahmen "den physiologischen Werten der Zahnkinetik zu entsprechen."

KLÖTZER (34) fand, daß bei der Durchbiegung einer Brückenkonstruktion die Pfeilerzähne eine Kippung erfahren.

VOSS (70) schlägt hohe, schmale, herzförmige Zwischenglieder vor. Er bezeichnet diese Querschnittsgestaltung "funktionell wesentlich günstiger."

FUHR (13) fordert die Beachtung der Aufbiegung der Mandibula bei frontal starkem Aufbiß, "die eine Deformierung weitspanniger Konstruktionen mit schmalen Steg mitunter mögliche erscheinen lassen."

RITTER (55) weist auf die Berücksichtigung der als "besonders gefährlich erkannten horizontalen Kräfte" hin. Er schlägt "eine in der Richtung der horizontalen Kraft ausgedehnte Versteifung zweier Pfeiler" vor.

So lange diese Probleme des festsitzenden Ersatzes bekannt sind, so lange gibt es auch Vorschläge zu ihrer Lösung:

BOITEL (5) fordert 1919 die sogenannte "physiologische Brücke", eine Brücke mit einseitig labiler Verankerung. Er gibt ein Brückenwischenglied an, das einseitig mit einer Pfeilerkrone verbunden ist und im Bereich des anderen Pfeilers beweglich in einer entsprechenden Vertiefung eines Inlays ruht (Abb. 1).



Abb. 1: Die "physiologische Brücke".
(aus HOFFMANN-AXTHELM, 21)

CHAYES (7) gibt eine Brückenkonstruktion an, bei der die Zwischenglieder in gelenkiger Verbindung mit den Pfeilern stehen, um den Brückenpfeilern die physiologische Beweglichkeit zu erhalten. Er nennt diese Brücken "bewegliche Brücken".

BOOS (6) verbindet eine geteilte Brücke mittels Geschiebe, das er sich aus einem Draht und einer Röhre selbst herstellt. Dabei wird der Draht an einem Brückenpfeiler angelötet; die Röhre am Zwischenglied des anderen Brückenteiles verbunden. Es resultiert eine "absolut sichere und feste Verbindung zwischen den zwei Brückenteilen."

AUGUSTIN (1) beschreibt eine "neue Konstruktion einer Inlay-Brücke mit labiler Verankerung":

"Beschränkt festsitzender Brückenersatz, wobei als Brückenanker Inlays dienen. Beschränkt festsitzend deshalb, um die physiologische Eigenbewegung der Brückenpfeiler zu gewährleisten." Auf den vorderen Pfeilerzahn zementiert er ein M.O.D.-Inlay mit einer Rille nach distal. In diese Rille legt sich das Zwischenglied mit einer Auflagenase. "Dadurch, daß die Auflagenase des Zwischengliedes nicht in die Rille des Inlays festzementiert wird, bleibt die physiologische Eigenbewegung der Brückenpfeiler erhalten."

Diese Konstruktion ähnelt der von BOITEL angegebenen Brücke.

KOLLER (39) gibt die Verwendung von Schrauben bei geteilten Brücken an. Sie dienen aber nur dazu, um das Einfügen eines festsitzenden Ersatzes bei stark gekippt stehenden Pfeilerzähnen zu ermöglichen.

JOB (27) versucht einen Anstoß zur Lösung zu geben, indem er am Kontaktpunkt einen "günstigen Querschnitt mit möglichst geringem Querschnitt" fordert.

Hieraus resultiert eine erhöhte elastische Verformbarkeit.

Zu diesen geteilten, beweglichen Brückenkonstruktionen meint HRUSKA (26): "Zur Frage der mit Recht erhobenen Forderung nach Erhalt der physiologischen Zahnbeweglichkeit ist noch nicht bewiesen, daß bei trennbaren Systemen eine höhere Beweglichkeit möglich ist als bei eingekörpertten Prothesen."

Auch die neuesten Entwicklungen der zahnärztlichen Implantologie versuchen die Kinetik der Zähne zu berücksichtigen. Die Intramobile Zylinderimplantate von KOCH und KIRSCH haben Kunststofflager als Kraftdämpfungselemente in denen abnehmbare Brücken beweglich befestigt werden können.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die prothetische Versorgung des Unterkieferseitenzahnbereiches gewisse Probleme mit sich bringt:

Auf die Beachtung der elastischen Deformation des Unterkiefers haben JUNG, LÜBECK, MARX, FUHR, SIEBERT, KOECK und SANDER hingewiesen.

Auf die daraus bei der prothetischen Versorgung mit festsitzenden Brücken resultierende Reaktionskräfte auf die Pfeilerzähne und ihre möglichen Schäden haben JUNG, LÜBECK, JOB, MARX, KLÖTZER und SIEBERT hingewiesen.

BOITEL, CAYES, BOOS, u. a. geben geteilte Brücken an, die physiologische Bewegungen der Zähne im mandibulo-maxillären Organ zulassen.

Dies steht im Widerspruch zu RITTER, der eine ausge-dehnte Versteifung der Pfeiler fordert.

3.3. Zahnbeweglichkeitsmessung

HEINROTH (18) unternahm 1928 als einer der ersten Versuche, die Zahnbeweglichkeit zahlenmäßig zu erfassen. Sein "Mikroelastometer" erlaubte eine Abstufung der Belastung und das Aufzeichnen der resultierenden Auslenkungen der Zähne auf einer Registriertrommel.

ELBRECHT (11) ermittelte 1939 die Zahnauslenkungen mit einer Meßuhr, die an einem Stativ befestigt war. Dabei bewegte er die Zähne von Hand mit einem Instrument.

WANNENMACHER (72) bildet 1941 in seinem Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde eine Apparatur zur Messung der Lockerungsgrade nach einer Konstruktion von Dr. FREESE ab.

WERNER (76) arbeitet 1942 mit einem "Oszillometer", der aus einem Kraftteil und einer Meßvorrichtung besteht. Er gibt mittels Feder eine konstante Kraft auf die Zähne und mißt deren Auslenkung.

BEYELER und DREYFUS (3), 1947 und MANLEY et al. (42), 1951 arbeiteten mit elektromagnetischen Schwingungen, die sie auf die Zähne übertrugen. Die von den Zähnen abgegebenen Schwingungen nahmen sie als Maß für die Zahnbeweglichkeit.

ZWIRNER (78) bediente sich 1955 der Kapazitätsänderung an Meßkondensatoren, die ein sich bewegender Zahn hervorruft. Er zeichnet diese Bewegungen mit einem Kathodenstrahloszillographen auf.

MÜHLEMANN (48, 49, 50, 51) führte ab 1951 mit seiner Apparatur als erster systematisch Untersuchungen über die Zahnbeweglichkeit durch und schuf durch seine Untersuchungen die eigentlichen Grundlagen einer Perio-dontometrie. Er faßt Zahnauslenkungen von mehr als 200 μm bei einer Krafteinwirkung von 500 g als patho-logisch auf.

LUNDQUIST (41) entwickelte 1956 ein Gerät mit einem Elektromagnet als Kraftgeber. Die Aufzeichnung der Auslenkungen des Zahnes erfolgte auf einem Oszillo-graphen.

PICTON (54) verwendete 1957 Dehnmeßstreifen in Ver-bindung mit einer Wheatstoneschen Brücke. Er maß axiale Bewegungen der Zähne.

PARMA (53) konstruierte 1958 ein optisches Gerät zur Messung des Lockerungsgrades für Reihenunter-suchungen. Es diente lediglich zur groben Abschät-zung des Lockerungsgrades.

JOEL (28) beschrieb 1958 eine einfache Methode:
Ein auf einem Zahn aufgeklebter Spiegel reflektiert einen darauf gerichteten Lichtstrahl, der vergrößert die Ausschläge des Zahnes widerspiegelt.

PARFITT (52) verwendete 1958 Induktionsspulen und erzielte Spannungsänderungen durch Zahnauslenkungen.

SPIRGI (66) gibt 1959 die Bewegung eines Zahnes nicht in Millimetern an, sondern in Winkelgraden um seine Rotationsachse. Er konstruierte eine entsprechende Apparatur.

SCHÜHL (58) benutzte 1960 Dehnungs-Meßstreifen als Meßaggregat. Mit einem Schreiber zeichnete er die Zahnauslenkungen auf.

HOFMANN (23, 24) benutzte 1962 einen nach dem Prinzip der Federwaage funktionierenden Handkraftgeber, der elektrisch mit einem Registriergerät gekoppelt war.

KÖRBER (36,37) arbeitet 1962 mit berührungslosen, induktiven Wegaufnehmern. Auf dem zu messenden Zahn wird ein Metallplättchen aufgeklebt und ihm gegenüber eine Meßspule an einer verwindungsfreien Trägerschiene angebracht. Zahnbewegungen führen nun zu Induktivitätsänderungen, die aufgezeichnet werden.

MARXKORS (45) stellt 1962 statische und physiologische Überlegungen über die Auswirkung von Kräften, die an der Zahnkrone angreifen, an.

SAVDIR (56) stellt 1963 ein "neues elektronisches Meßgerät" vor, bestehend aus dem Zahnbeweglichkeitsmeßgerät, der Mundhaltevorrichtung und der elektrischen Meßvorrichtung, die nach dem Induktionsprinzip arbeitet.

SCHWICKERATH (61) schreibt 1967 einen Beitrag zur Zahnbewegung. Er geht dabei auch auf die Lage des Drehpunktes bei der Zahnbewegung und auf die Druckverteilung in der Alveole ein.

SIEBERT (62, 63, 64) arbeitete mit berührungslosen, induktiven Wegaufnehmern, die in paraokklusalen Schienen befestigt waren.

Er zeichnete die okklusionsbedingte Kinetik von Einzelzähnen auf und gab die Grenze der physiologischen Zahnbeweglichkeit mit 120 μm an.

Mit der gleichen Methode arbeiteten auch andere Autoren, wie SCHULZ (60), EULER (12), HAUSMANN (17), VEITH (68), WERNER (75) u. a., um differenzierte Fragestellungen zu beantworten.

Wie aus der Literatur ersichtlich ist, wurden bislang noch keine Messungen der Kinetik an Pfeilerzähnen von Brückenkonstruktionen durchgeführt.

3.4. paraokklusale Schienen

Zur Befestigung von Registrierbögen und Meßwertaufnehmern sind bislang nur wenige Konstruktionen von paraokklusalen Schienen beschrieben.

SCHRÖDER (59) gibt eine paraokklusale Kautschuk-schiene an, die mit einem Bügeldraht verstärkt wurde .

PARFITT (52) verwendet eine klammerförmige, paraokklusale Haltevorrichtung. Seine Schiene sind aus Metall und den Zahnreihen angepaßt.

HENERS (19) benutzt Schienen aus Duraluminium, die er mit individuellen Kunststofffuttern befestigt.

SIEBERT (62), SCHULZ (60), EULER (12), HAUSMANN (17), VEITH (68) und WERNER (75) verwendeten paraokklusale Schienen, um darin ihre berührungslosen, induktiven Wegaufnehmer zu befestigen. Diese Schienen wurden individuell aus kaltpolymerisierendem PMMA-Kunststoff hergestellt.

KOECK und SANDER (35) paßten dem Zahnbogen paraokklusale V2A-Röhrchen an, die sie an Bukkaltuben der Molaren anlöteten.

Wie der Einblick in die Literatur zeigt, werden nur individuelle, paraokklusale Schienen verwendet. Da ein großes Interesse an der Registrierung von Zahn- und Unterkieferbewegungen vorhanden ist, erhebt sich die Forderung nach universell verwendbaren Schienen.

3.5. Kaudruck

Für die Ausbildung und Berechnung der neuen Brückenkonstruktion ist die Belastung, sprich der Kaudruck, von ausschlaggebender Bedeutung. Deshalb soll an dieser Stelle ein kurzer Einblick in die entsprechende Literatur gegeben werden.

MORELLI (46) gibt für die unteren Molaren eines "gesunden Mannes" 70 kg als Maximum an.

HÄUPL und REICHBORN-KJENNERUD (16) geben den "praktischen Kaudruck" im Bereich von 30 - 80 kg an.

UHLIG (67) gewährt einen Einblick in die bis 1953 durchgeführten "historischen Kaudruck-Messungen" (Abb. 2). Er selbst mißt Maximalwerte von 25 kg zwischen den Molaren in unbehandelten Gebissen.

Er führte auch Messungen in prothetisch behandelten Gebissen durch und fand geringfügig erhöhte Werte (26 kg) bei paradental abgestütztem Zahnersatz (Brückenprothesen).

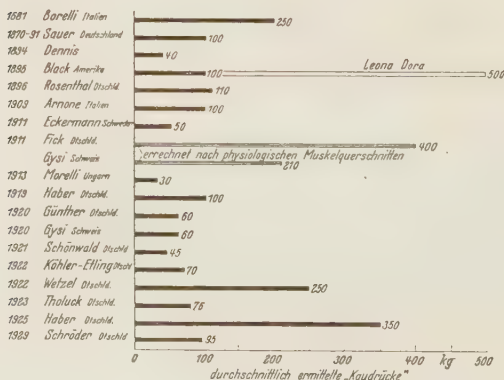


Abb. 2: Historische "Kaudruck"-Messungen.

BECK (2) nimmt den physiologischen Kaudruckbereich mit 50 - 150 kg an.

HRUSKA (26) gibt mit 40 kg die "relative physiologische, vertikale Belastung eines Molaren" an.

KLÜTZER (34) läßt aus seinen graphischen Aufzeichnungen Kräfte, die er nicht als Kaukraftmessungen sondern "lediglich die auf die Brücke wirkende muskuläre Kraft" ansieht, in der Größenordnung um 20 kg herauslesen.

EICHNER (10) findet bei seinen Messungen Durchschnittswerte von 2 - 4 kp und einen Maximalwert von 18,4 kp.

MARX (43) gibt eine maximale Kaukraft im Molarenbereich von 23 kp an. Der gleiche Autor nennt an anderer Stelle (MARX, 44) im Molarenbereich maximale Werte von 34 bzw. 36 kp.

KÖRBER (38) schreibt: "Die Kaukraftmaxima variieren zwischen 2 bis 5 kp. Unverhältnismäßig stark schwelen sie beim Bruxismus an, wo sie 20 bis 30 kp erreichen können."

SIEBERT (62) registrierte bei Vorversuchen Kaukräfte von 1 - 3 kp.

Anmerkung:

Die Bezeichnungen kg und kp stimmen nicht mehr mit den zur Zeit gültigen SI-Einheiten überein.

Auch stehen die Bezeichnungen "Druck" und "Kraft" nicht immer in Einklang mit den gültigen physikalischen Definitionen und Einheiten (GIECK, 15):

Kraft = Masse x Beschleunigung

Die Einheit ist das NEWTON (N) mit der
Definition: $m \cdot kg / s^2$

Druck = Kraft / Fläche

Die Einheit ist das Pascal (Pa) mit der
Definition: $kg / (m \cdot s^2) = N / m^2$

4. Eine neue Brückenkonstruktion

Es handelt sich dabei um die von SIEBERT und SCHNORBACH (65) entwickelte "Drehbrücke".

4.1. Beschreibung der Konstruktion

4.1.1. Abbildung



Abb. 3: Die neue Brückenkonstruktion.

An dem vorderen Brückenanker wird ein Stift mit einem Durchmesser von 1,2 mm und einer Länge von ca. 10 mm angegossen. Dieser Stift ragt in eine Passung im Brückenkörper mit 1,2 mm Innendurchmesser, der entsprechend aufgerieben wird. Beim Gießen des Brückenkörpers wird dazu ein Graphitstäbchen an der Stelle der späteren Passung eingebettet.

4.1.2. Materialien

Folgende Materialien wurden verwendet:

Stift: DEGULOR^R - Klammerdraht der Firma DEGUSSA

Brückenanker und Brückenkörper:

DEGULOR^R - M der Firma DEGUSSA

4.1.3. technische Daten

- DEGULOR^R - Klammerdraht:

Vickershärte (HV)	w =	210
	a =	310
Zugfestigkeit (N/mm ²)	w =	630
	a =	910
Bruchdehnung (%)	w =	25
	a =	6

- DEGULOR^R - M:

Vickershärte (HV)	w =	170
	a =	235
Zugfestigkeit (N/mm ²)	w =	520
	a =	740
Bruchdehnung (%)	w =	30
	a =	17

w = weich; a = ausgehärtet.

Die Daten sind den Angaben des Herstellers (8), (9) entnommen.

4.2. Funktion der Konstruktion

Die Ausbildung der Teilungsstelle in der dargelegten Art vereinigt mehrere Komponenten der Bewegungsführung in sich, d.h. sie ist in der Lage, in unterschiedlichen räumlichen Richtungen differenziert zu reagieren:

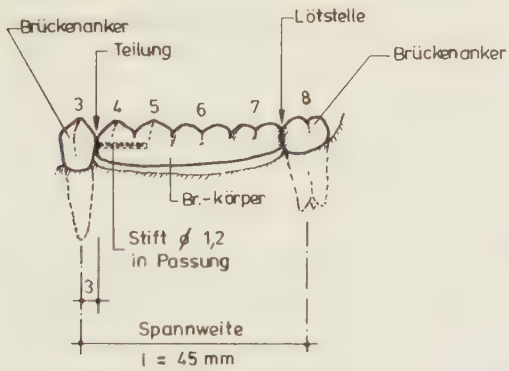
- Bei starkem Aufbiß auf die Front kommt es zum "Auf-fächern" der Seitenzahnreihen (WEBER-THEDY, MARX). Hier ermöglicht der Stift, indem er in der Passung gleitet, die nötige Distanzzunahme in sagittaler Richtung.
- Bei einer rein vertikalen Belastung, z.B. einseitigem Aufbiß im Molarenbereich, kann die Teilungsstelle die Deformierung der Mandibula in okklusall konkaver / konvexer Form (MARX) nachvollziehen. Dabei erlaubt der Stift mit dem geringeren Trägheitsmoment die nötige elastische Verformung in der Vertikalen.
- Auch die aus rein vertikaler Belastung resultierende, unterschiedliche Intrusion, die SIEBERT (62) im Verhältnis von Molar zu Prämolare im behandelten Gebiß mit 3 : 1 angibt, bleibt erhalten, da der Stift mit seinem geringen Trägheitsmoment genügend elastisch ist.
- Bei der mastikatorischen Funktion, bzw. schon bei der Leerfunktion, kommt es zu einer unterschiedlichen Bewegung der Zähne in transversaler Richtung (SIEBERT). Auch hier ist das "Gelenk" in der Lage, die Veränderungen durch Rotation um eine sagittale Achse und zusätzliche Biegung im verringerten Querschnitt ($\hat{=}$ verringertes Trägheitsmoment) zu ermöglichen.

Das Wort "Gelenk" wird bewußt vermieden, da es nur in einer Richtung als "echtes" Gelenk wirken kann, dies ist die sagittale. In der vertikalen Richtung ist diese Art der Ausbildung sehr wohl in der Lage, Momente, wenn auch bewußt nur geringe, aufzunehmen. Vergleiche hierzu auch VEST (69).

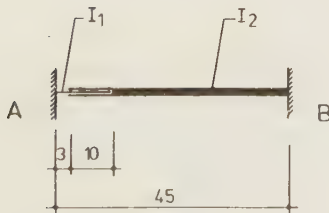
4.3. statische und dynamische Berechnung der Brücke

Die Berechnung wird anhand einer Brücke im Unterkiefer vom Eckzahn auf den Weisheitszahn mit einer maximalen Spannweite von $l = 45 \text{ mm}$ durchgeführt.

4.3.1. Skizze



4.3.2. statisches System



4.3.3. Trägheitsmomente

- Stift: $\phi = 1,2 \text{ (mm)}$

$$I_1 = \pi \cdot d^4 / 64 = \pi \cdot 1,2^4 / 64 = 0,102 \text{ (mm}^4\text{)}$$

- Brückenkörper:



$$I_2 = b \cdot h^3 / 36 = 6,5 \cdot 7^3 / 36 = 62,0 \text{ (mm}^4\text{)}$$

Verhältnis I_2 / I_1 :

$$I_2 / I_1 = 62,0 / 0,102 = 607,8 / 1 \sim 600 : 1$$

Der Brückenkörper ist im Verhältnis zum Stift ca. 600 mal starrer, bzw. das aufnehmbare Moment (= äußere Kraft x Hebelarm) ist 600 mal größer.

An dieser Stelle ist bei Belastung eine elastische Verformung möglich.

4.3.4. Festlegung der Auflagerart

In der Statik (4) unterscheidet man verschiedene Möglichkeiten der Auflagerung. Die Einteilung erfolgt nach den Bewegungsmöglichkeiten (Freiheitsgraden):

- das bewegliche oder statisch einwertige Auflager;

Symbol: 

- das feste oder statisch zweiwertige Auflager;

Symbol: 

- das eingespannte oder statisch dreiwertige Auflager.

Symbol: 

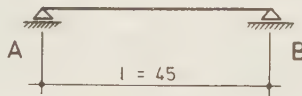
Von der Art der Lagerung hängt die Spannungsverteilung im Tragwerk und die Lastabgabe auf die Lager selbst ab.

Aus diesem Grund wird im nachfolgenden Teil der Berechnung mit den beiden Grenzfällen:

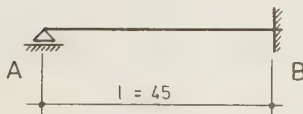
1. bewegliche Auflager beidseitig und
2. einseitig eingespannt, gerechnet.

Vergleiche auch KOLLER (39).

Grenzfall 1:



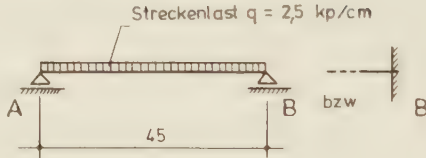
Grenzfall 2:



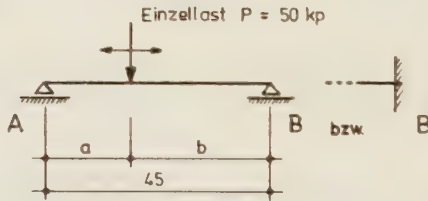
4.3.5. Belastung

Hierzu siehe auch Kap. 3.5. Kaudruck.

Schwelllast:



"ruhende" Last:



4.3.6. Werkstoffe

Hierzu siehe auch Kap. 4.1.3. technische Daten.

- Stift: DEGULOR^R - Klammerdraht

$$\sigma_s = 67 \text{ (kp/mm}^2\text{)} \approx 630 \text{ (N/mm}^2\text{)} \quad (\text{weich})$$

Der Sicherheitsfaktor $\nu = 1,5$, $2,2$ oder $3,0$ ist unter anderem abhängig von der Belastungsart:

ruhende Belastung (—): $\tau_{zul} = 67/1,5 = 45 \text{ (kp/mm}^2\text{)}$

schwellende Belastg. (〰): $\tau_{zul} = 67/2,2 = 30$ —"

schwingende Belastg. (〰〰): $\tau_{zul} = 67/3,0 = 22$ —"

- Brückenkörper: DEGULOR^R - M

$$\sigma_s = 53 \text{ (kp/mm}^2\text{)} \hat{=} 520 \text{ (N/mm}^2\text{)}$$

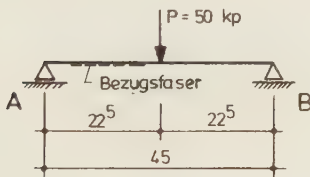
4.3.7. Schnittkräfte

Die Ermittlung der Schnittkräfte erfolgt nach statischen Formelsammlungen (74).

4.3.7.1. Grenzfall 1

4.3.7.1.1 Einzellast (= ruhende Last)

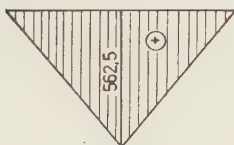
- System I: mittige Belastung



$$A = P/2 = 50/2 = 25 \text{ (kp)}$$

$$B = P/2 = 50/2 = 25 \text{ (kp)}$$

M - Linie:



$$\begin{aligned} \max M &= P \cdot l/4 = 50 \cdot 45/4 = \\ &= 562,5 \text{ (kp mm)} \end{aligned}$$

⊕ = Zug in der Bezugsfaser.

Q - Linie:

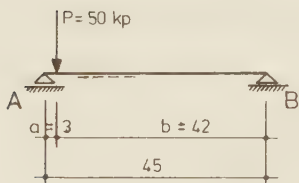


$$\max Q = A = B = \pm 25 \text{ (kp)}$$

⊕ = rechtsdrehende Querkraft

⊖ = linksdrehende Querkraft

- System II: Belastung an der Teilungsstelle



$$A = P \cdot b / l = 50 \cdot 42 / 45 = 46,67 \text{ (kp)}$$

$$B = P \cdot a / l = 50 \cdot 3 / 45 = 3,33 \text{ (kp)}$$

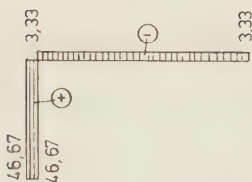
M - Linie:



$$\begin{aligned} \max M &= A \cdot a = 46,67 \cdot 3 = \\ &= 140,00 \text{ (kp mm)} \end{aligned}$$

→ elastische Verbiegung
des Stiffes.

Q - Linie:

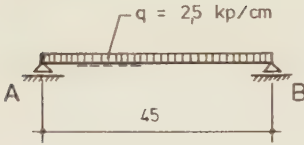


$$\max Q = Q_A = A = 46,67 \text{ (kp)}$$

$$Q_B = - 3,33 \text{ (kp)}$$

4.3.7.1.2. Streckenlast (= Schwelllast)

System:



$$\begin{aligned} A &= q \cdot l/2 = 25 \cdot 45/2 = \\ &= 5,63 \text{ (kp)} \end{aligned}$$

$$B = A = 5,63 \text{ (kp)}$$

M - Linie:

$$\begin{aligned} \max M &= q \cdot l^2/8 = 0,25 \cdot 45^2/8 = \\ &= 63,28 \text{ (kp mm)} \end{aligned}$$



Q - Linie



$$Q_A = A = 5,63 \text{ (kp)}$$

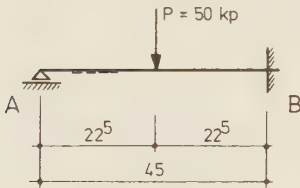
$$Q_B = -B = -5,63 \text{ (kp)}$$

Die Schnittkräfte aus der Streckenlast sind gegenüber den aus der Einzellast klein, d. h. für die Berechnung der Spannungen wird die Einzellast maßgebend.

4.3.7.2. Grenzfall 2

4.3.7.2.1. Einzellast (= ruhende Belastung)

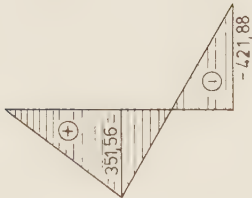
- System I: mittige Belastung



$$A = 5/16 \cdot P = 5/16 \cdot 50 = 15,63 \text{ (kp)}$$

$$B = 11/16 \cdot P = 11/16 \cdot 50 = 34,38 \text{ (kp)}$$

M - Linie:

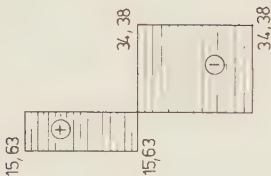


$$M_B = - 3/16 \cdot P \cdot l = - 3/16 \cdot 50 \cdot 45 = -421,88 \text{ (kp mm)}$$

$$M_F = 5/32 \cdot P \cdot l = 5/32 \cdot 50 \cdot 45 = 351,56 \text{ (kp mm)}$$

⊖ = Druck in der Bezugsfaser

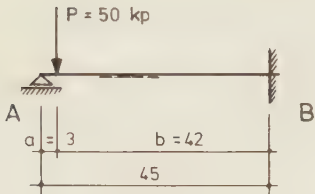
Q - Linie:



$$Q_A = A = 15,63 \text{ (kp)}$$

$$Q_B = -B = -34,38 \text{ (kp)}$$

- System II: Belastung an der Teilungsstelle



$$\begin{aligned} A &= P \cdot b^2 / 2 \cdot l^3 \cdot (2 \cdot l + a) \\ &= 50 \cdot 42^2 / 2 \cdot 45^3 (2 \cdot 45 + 3) \\ &= 45,01 \text{ (kp)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} B &= P \cdot a / 2 \cdot l^3 \cdot (3 \cdot l^2 - a^2) \\ &= 50 \cdot 3 / 2 \cdot 45^3 \cdot (3 \cdot 45^2 - 3^2) \\ &= 4,99 \text{ (kp)} \end{aligned}$$

M - Linie:

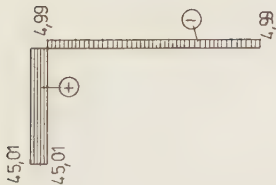


$$\begin{aligned} M_B &= - P \cdot a \cdot b / 2 \cdot l^2 (1 + a) \\ &= - 50 \cdot 3 \cdot 42 / 2 \cdot 45^2 (45 + 3) \\ &= - 74,67 \text{ (kp mm)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} M_F &= P \cdot a \cdot b^2 / 2 \cdot l^3 (2 \cdot l + a) \\ &= 50 \cdot 3 \cdot 42^2 / 2 \cdot 45^3 (2 \cdot 45 + 3) \\ &= 135,02 \text{ (kp mm)} \end{aligned}$$

Q - Linie:

→ elastische Verbiegung des Stiftes

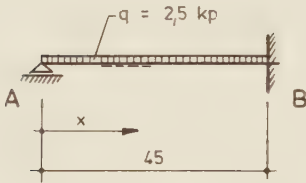


$$Q_A = A = 45,01 \text{ (kp)}$$

$$Q_B = -B = -4,99 \text{ (kp)}$$

4.3.7.2.2. Streckenlast (= Schwelllast)

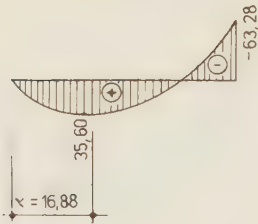
System:



$$A = \frac{3}{8} \cdot q \cdot l = \frac{3}{8} \cdot 2,5 \cdot 4,5 = 4,22 \text{ (kp)}$$

$$B = \frac{5}{8} \cdot q \cdot l = \frac{5}{8} \cdot 2,5 \cdot 4,5 = 7,03 \text{ (kp)}$$

M - Linie:



$$M_B = - q \cdot l^3 / 8 = - 0,25 \cdot 45^2 / 8 = - 63,28 \text{ (kp mm)}$$

$$M_F = \frac{9}{128} \cdot q \cdot l^3 \text{ bei } x = \frac{3}{8} \cdot l = \frac{9}{128} \cdot 0,25 \cdot 45^2 = 35,60 \text{ (kp mm)}$$

$$\text{bei } x = 16,88 \text{ (mm)}$$

Q - Linie:



$$Q_A = A = 4,22 \text{ (kp)}$$

$$Q_B = - B = - 7,03 \text{ (kp)}$$

4.3.8. Spannungen

4.3.8.1. Brückenkörper

max M = 562,5 (kp mm) siehe Lastfall 4.3.7.1.1.

max Q = 25,0 (kp) - " -

$$I_1 = 62,0 \text{ (mm}^4\text{)}$$

$$F_1 = 6,5 \cdot 7/2 = 22,75 \text{ (mm}^2\text{)}$$

$$Wx_u = b \cdot h^2/24 = 6,5 \cdot 7^2/24 = 13,27 \text{ (mm}^3\text{)}$$

$$Wx_o = b \cdot h^2/12 = 6,5 \cdot 7^2/12 = 26,54 \text{ (mm}^3\text{)}$$

$$\sigma_o = 562,5/-26,54 = -21,19 \text{ (kp/mm}^2\text{)} (\text{Druck}) < \sigma_s = 53 \text{ (kp/mm}^2\text{)}$$

$$\sigma_u = 562,5/13,27 = 42,39 \text{ (kp/mm}^2\text{)} (\text{Zug}) - " -$$

$$\tau = 25/22,75 = 1,10 \text{ (kp/mm}^2\text{)}$$

4.3.8.2. Stift

Der Stift wird hauptsächlich durch Querkraft beansprucht.

Beanspruchung durch Momente führt zur elastischen Verformung.

max Q = 46,67 (kp) siehe Lastfall 4.3.7.1.1.

$$F_2 = 1,2^2 / 4 = 1,13 \text{ (mm}^2\text{)}$$

$$\tau = 46,67/1,13 = 41,27 \text{ (kp/mm}^2\text{)} < \tau_{zul} = 45 \text{ (kp/mm}^2\text{)}$$

4.3.9. Nachweis der Dauerfestigkeit des Stiftes

maßgebend ist der Lastfall 4.3.7.1.2.:

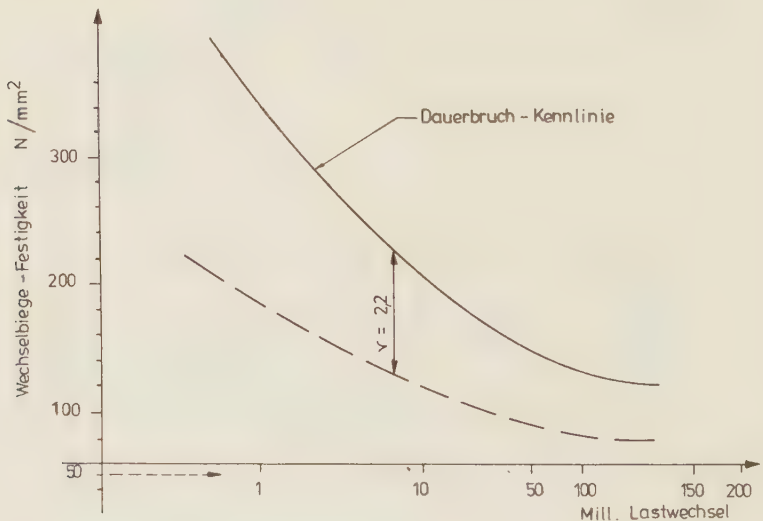
$$M \cong 0$$

$$Q \cong 5,63 \text{ (kp)}$$

$$\tau = 5,63/1,13 = 4,98 \text{ (kp/mm}^2\text{)} \cong 50 \text{ (N/mm}^2\text{)}$$

WÜHLERKURVE:

für DEGULOR^R - Klammerdraht (nach WAGNER, 71)



Ein Dauerbruch durch Ermüdung des Stiftes ist wegen der geringen Spannungen ($\sim 50 \text{ N/mm}^2$) aus der schwelenden Belastung nicht zu erwarten.

5. Eigene Untersuchungen

5.1. Apparatur und Methodik zur Messung der Kinetik der Pfeilerzähne

Die Messung der Kinetik der Pfeilerzähne wurde mit einem Versuchsaufbau nach dem Prinzip der berührungslosen, induktiven Wegaufnehmer durchgeführt, die in paraokklusalen Metallschienen befestigt waren (KÜRBER, SCHULZ, SIEBERT, EULER).

Der Versuchsaufbau besteht im wesentlichen aus den folgenden Elementen:

1. Meßstelle
2. Verstärker
3. Kompensationsschreiber,

die nach folgendem Schema (Abb. 4) zusammengeschaltet waren:

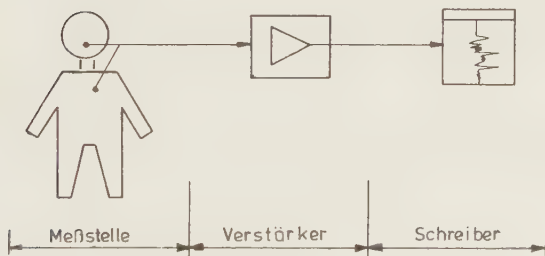


Abb. 4: Schema des Versuchsaufbaus
(nach EULER, 12).

5.1.1. Meßstelle

Die Meßstelle besteht aus dem Wegaufnehmer, der auch als Meßwertwandler oder Meßwertaufnehmer bezeichnet wird, und dem Mu-Metallplättchen.

Der Wegaufnehmer ist in einer paraokklusalen Schiene durch eine Führungsbohrung und eine Feststellschraube fixiert. Die Schiene selbst ist an den Zähnen festgeklebt. Das Mu-Metallplättchen wird an dem zu vermessenden Zahn befestigt.

Der Wegaufnehmer ist in einer Halbbrückenschaltung mit der Verstärkeranlage verbunden. Ein Referenzmeßwertaufnehmer ist in einem Eichblock fest eingestellt und wird an der Brust des Patienten befestigt.

Da Temperaturunterschiede außerhalb und innerhalb der Mundhöhle vorliegen, die sich als Veränderungen der elektrischen Werte der Meßaufnehmer äußern, muß eine automatische Korrektur dadurch vorgenommen werden, daß auch der Referenzwegaufnehmer in seinem Eichblock an einer Körperstelle befestigt wird, die gleiche Temperaturen aufweist wie die Mundhöhle. Ein ausreichendes Maß an Nullpunktstabilität und Linearität gewährleistet ein kleiner Ausgangsluftspalt von 300 µm und die temperaturkompensierende Maßnahme durch den an der Brust des Probanden angebrachten Referenzwegaufnehmer.

5.1.1.1. Meßwertaufnehmer

Der berührungslose, induktive Wegaufnehmer Tr 4 (Firma Hottinger - Baldwin - Meßtechnik, Darmstadt) (25) hat sich in Größe und Gewicht als geeignet erwiesen (Abb. 5).

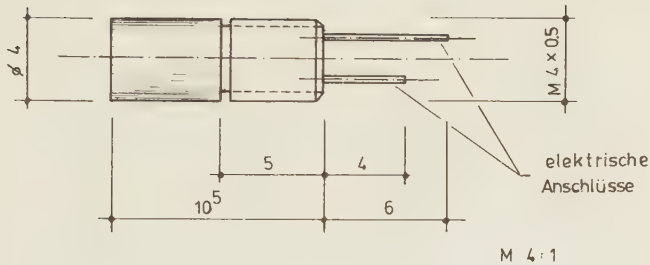


Abb. 5: Wegaufnehmer Tr 4 - Abmessungen.

		Tr 4 - 5
Trägerfrequenz	kHz	5
empf. Speisespannung	V _{eff}	2 ... 6
kleinster Meßweg für Vollausschlag am KWS/3S-5 (bzw. KWS/II-50)	mm	2 x 10 ⁻⁴
Induktivität je Spule (ohne Anker) ca.	mH	5
Widerstand je Spule ca.	Ω	90
zul. Umgebungstemperatur	°C	- 160 ... + 120
Gewicht je Spule ohne Muttern	g	0,5
Schlüsselweite der mitgelieferten Muttern	mm	5,5

Abb. 6: Wegaufnehmer Tr 4 - technische Daten.

5.1.1.2. Mu-Metallplättchen

Das Mu-Metallplättchen ist eine Scheibe aus einer Speziallegierung (78,5% Ni, 21,5% Fe). Die Legierung hat einen besonders hohen Permeabilitätswert (maximale, totale Permeabilität ca. 100 000) (Abb. 7).

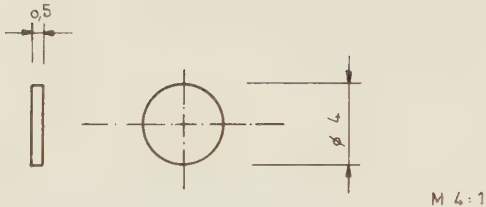


Abb. 7: Mu-Metallplättchen - Abmessungen.

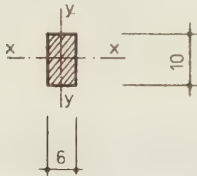
5.1.1.3. paraokklusale Schiene

Die in Kap. 3.4. angeführten Schienen konnten in den vorliegenden Untersuchungen nicht verwendet werden, da sie nicht über die notwendige Biegesteifigkeit verfügen. In den vorliegenden Untersuchungen werden auch endständige Pfeilerzähne gemessen. Dies hat zur Folge, daß die Schiene vom vorderen Meßpunkt aus nach distal über eine größere Strecke auskragt und so durch den seitlich aufliegenden Wangendruck unverhältnismäßig stark verformt wird. Dies hätte einen nicht zu überschauenden Fehler in den Wegmessungen zur Folge.

Aus diesen Gründen wurden erstmals individuell anhand von Modellen hergestellte, gegossene Metallschienen aus Kobalt - Chrom (Vitallium^R) verwendet. Diese verfügen über die notwendige Biegesteifigkeit, wie in der nachfolgenden Berechnung nachgewiesen wurde.

Berechnung der Durchbiegung der paraokklusalen
Schiene:

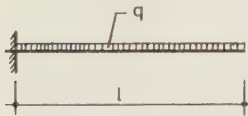
- Querschnitt I:



$$I_x = 6 \cdot 10^3 / 12 = 500 \text{ (mm}^4\text{)}$$

$$I_y = 10 \cdot 6^3 / 12 = 180 \text{ (mm}^4\text{)}$$

statisches System:



$$q = 0,25 \text{ (kp/cm) (Wangendruck)}$$

$$l = 45 \text{ (mm)}$$

Durchbiegung:



$$I = I_y = 180 \text{ (mm}^4\text{)}$$

$$E_{\text{Stahl}} = 2,1 \cdot 10^4 \text{ (kp/mm)}$$

$$l = 45 \text{ (mm)}$$

$$q = 0,025 \text{ (kp/mm)}$$

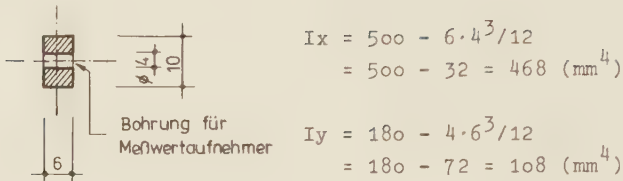
$$f = 1/8 \cdot q \cdot l^4 / E \cdot I$$

$$= 1/8 \cdot 0,025 \cdot 45^4 / 2,1 \cdot 10^4 \cdot 180$$

$$= 0,0035 \text{ (mm)} \approx 3,5 \text{ (}\mu\text{m)}$$

Die Belastung von $250 \text{ (p/cm}^2\text{)}$ wurde im Einklang
mit den Arbeiten von SCHREIBER (57) angenommen.

- Querschnitt II:



$$f = 1/8 \cdot q \cdot l^4 / E \cdot I$$
$$= 1/8 \cdot 0,025 \cdot 45^4 / 2,1 \cdot 10^4 \cdot 108$$
$$= 0,006 \text{ (mm)} \approx 5,9 \text{ (}\mu\text{m)}$$

Bei den Messungen in transversaler Richtung ist ein Fehler in diesen Größenordnungen zu berücksichtigen. Er kann aber vernachlässigt werden.

Herstellung der Schienen:

Die Schienen wurden zunächst auf den Modellen in Wachs modelliert. Die entsprechenden Führungen für die Wegaufnehmer (ϕ 4 mm) und die Fixierungsschrauben (ϕ 4mm) wurden einmodelliert. Das Wachsmo-
dell der Schiene wurde nun in einem Dentallabor in einer Kobalt-Chrom-Legierung (Vitalium^R) gegossen und ausgearbeitet. Die Führungen wurden aufgerieben und diejenige für die Fixierungsschraube mit kaltpolymerisierendem PMMA (Polymethylmethakrylat) ausgegossen; in diese wurde ein Gewinde (M 3) geschnitten. Zur Fixierung wurden erstmals Schrauben M 3 x 4 nach DIN 553, sog. "Madenschrauben" verwendet, die folgende Vorteile brachten:

- die Okklusion nicht stören, da sie ganz in der Schiene versenken;
- die Fixierung verbessern, da der Durchmesser (Fläche) groß ist;
- den Aufnehmer schonen, da der punktförmige Aufdruck entfällt.



Abb. 8: Paraokklusale Schiene am Modell.

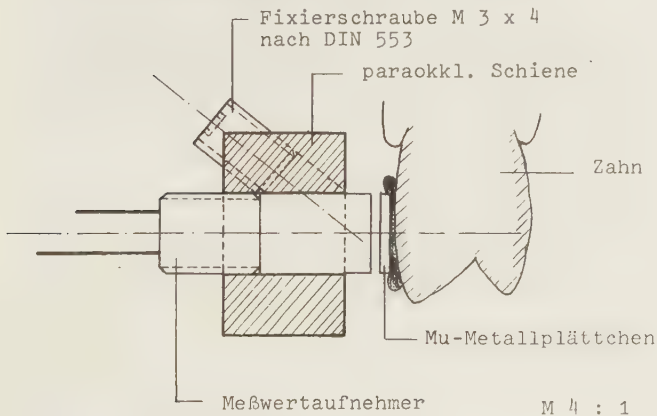


Abb. 9: Querschnitt durch die paraokklusale Schiene.

Zunächst mußte in Vorversuchen geklärt werden, inwieweit die Metallschienen den induktiver Meßwert-aufnehmer beeinflussen.

Bei diesen Versuchen wurden abwechselnd verschiedene Metallplättchen in die Nähe eines Meßwertaufnehmers einer abgeglichenen Brückenschaltung gebracht und die resultierenden Nullpunktabweichungen auf einem Schreiber registriert.

Es zeigten sich folgende Ergebnisse:

- | | | | |
|----------------|---|---|-------------------------|
| - Eisen | : | } | starke Beeinflussung |
| - Zink | : | | |
| - Kupfer | : | } | geringe Beeinflussungen |
| - Messing | : | | |
| - Aluminium | : | | |
| - Kobalt-Chrom | : | | keine Beeinflussung |

Aufgrund dieser Vorversuche wurden die paraokklusalen Schienen aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (Vitallium^R) hergestellt.

Sie verhalten sich elektrisch dem Meßwertaufnehmer gegenüber so neutral wie die bisher verwendeten Kunststoffschienen. Sie haben jedoch eine viel höhere Biegesteifigkeit.

5.1.1.4. Eichblock

Der "Eichblock", ein Kunststoffblock, dient der Aufnahme des Referenzmeßwertaufnehmers am fest eingestellten Teil der Halbbrückenschaltung.

In ihm wird der Referenzmeßwertaufnehmer in einem Abstand von $300\text{ }\mu\text{m}$ zu einem Mu-Metallplättchen gehalten (Abb. 10).

Der Eichblock wurde aus selbsthärtendem Kunststoff (PMMA) hergestellt.

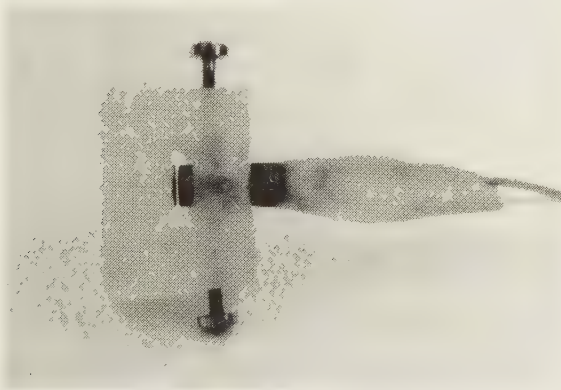


Abb. 10: Eichblock mit Referenzmeßwertaufnehmer durch Schraube fixiert.

5.1.1.5. Einbauanordnung

Die berührungslosen, induktiven Wegaufnehmer werden analog der Abbildung 11 zum Meßobjekt eingesetzt.

Nur ein Meßaufnehmer (L 1) erfaßt die Verlagerung des Meßobjekts (A), während der Luftspalt vor dem Referenzmeßwertaufnehmer (L 2) konstant bleibt. So wird nur ein Brückenweig der Halbbrücke verstimmt.

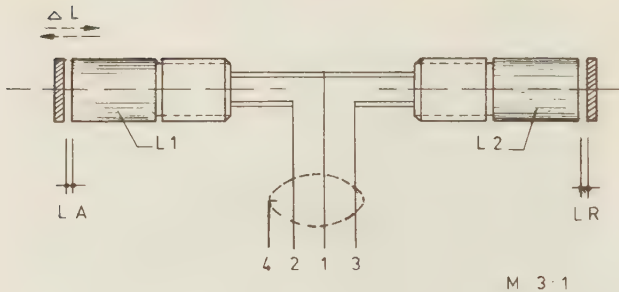


Abb. 11: Einbauanordnung.

- Legende:
- | | |
|----------|---------------------------|
| L 1: | Meßspule |
| L 2: | Referenzmeßspule |
| L A: | Ausgangsluftspalt |
| L R: | fixierter Luftspalt 300µm |
| 1,2,3,4: | Anschlüsse an Verstärker |

Linearitätscharakteristik der Meßwertaufnehmer:

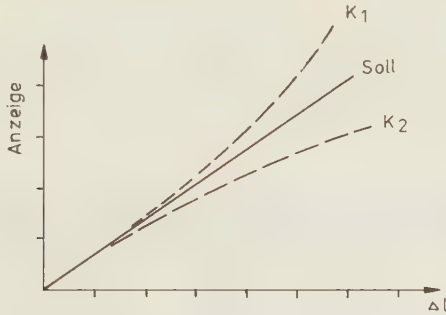


Abb. 12: Linearitätscharakteristik der
Aufnehmer (aus EULER, 12).

Besonders zu berücksichtigen sind Linearität, d.h. Proportionalität zwischen mechanischem Meßweg und elektrischer Anzeige, Temperaturverhalten und Nullpunktstabilität.

Für die Einfachmessungen wird eine Linearitätscharakteristik angegeben, aus der sich die ansteigende Empfindlichkeit bei der Annäherung des Meßobjektes an das Meßelement (Kurve 1) und die abfallende Empfindlichkeit bei der Entfernung vom Meßelement (Kurve 2) ablesen läßt.

5.1.2. Verstärker

Im Versuchsaufbau wurde ein 5 kHz Trägerfrequenz -
Meßverstärker KWS 3082 der Firma Hottinger - Baldwin -
Meßtechnik, Darmstadt, zum Anschluß an induktive und
ohmsche Meßwertaufnehmer verwendet (Abb. 13).

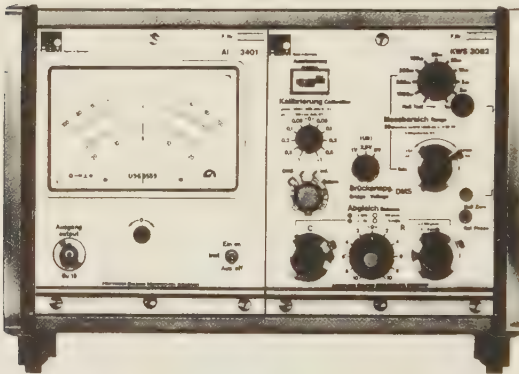


Abb. 13: Frontansicht des Verstärkers.

Die wesentlichen Funktionsteile sind im Blockschalt-
bild zu erkennen (Abb. 14):

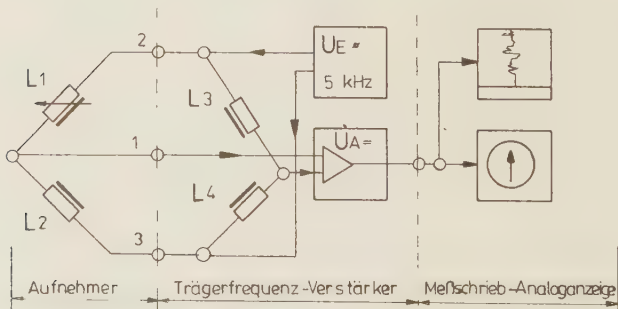


Abb. 14: Blockschaltbild der Meßanordnung.

5.1.3. Kompensationschreiber

Zur graphischen Darstellung der Bewegungen der Zähne, die diese aus ihrer Ruhelage auf den Meßwertaufnehmer zu oder von ihm weg ausführten, wurde ein Dreikanal-kompensationsschreiber (Rikadenki) benutzt (Abb. 15).

Die Einstellung wurde so vorgenommen, daß die Ruhelage des Zahnes in der Mitte des Zeichenpapiers aufgezeichnet wurde (Abb. 16).

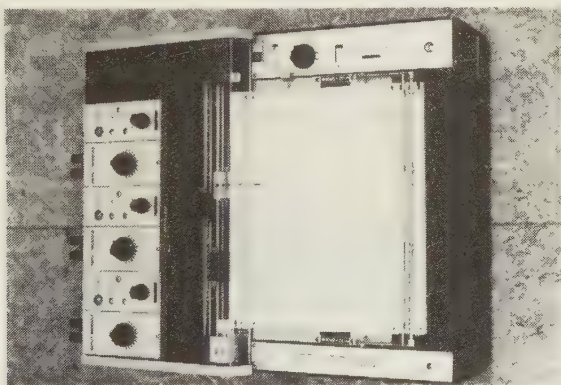


Abb. 15: Aufsicht auf den Schreiber.

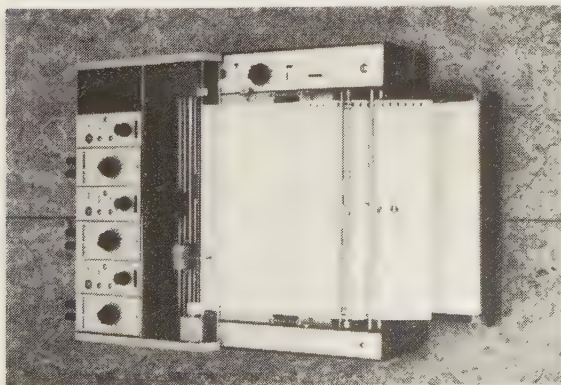


Abb. 16: Ausschnittsaufnahme einer Meßkurve.

5.1.4. Vorbereitung der klinischen Messung

5.1.4.1. paraokklusale Schiene und Mu-Metallplättchen

Die bukkalen Flächen der Zähne werden zu Beginn der Messung gereinigt, mit Alkohol entfettet und getrocknet. Zum Befestigen der Schiene wird das Composite - Füllungsmaterial "Adaptic" verwendet. Die Paste wird nach dem Anmischen auf die Schiene aufgetragen und diese an die Zähne gedrückt und bis zum Erhärten des Kunststoffes festgehalten. Der Überschuß muß sofort entfernt werden.

Das Mu-Metallplättchen wird mit etwas Setzwachs exakt zentrisch auf der Vorderfläche des Meßwertaufnehmers befestigt und mit einer kleinen Menge "Adaptic" versehen. Diese beiden Teile werden durch die Bohrung der Schiene bis an den Zahn geschoben und mit der Schraube fixiert. Nach dem Aushärten des Kunststoffes wird der Meßwertaufnehmer herausgezogen und das Setzwachs entfernt.

Zum Entfernen der Schiene und des Mu-Metallplättchens genügen leichte tangentielle Scherkräfte. "Adaptic"-Reste werden mit Zahnsteininstrumenten entfernt.

Die Haftstellen an den Zähnen werden zum Schutz mit einer fluorhaltigen Flüssigkeit (Elmex Fluid, Firma Wybert, Lörrach) touchiert. .

5.1.4.2. Nullabgleichung, Eichung, Messung

Nullabgleichung:

Der Referenzmeßwertaufnehmer, der im Eichblock fixiert ist, wird mit einer Fühlerblattlehre auf einen Abstand zum Mu-Metallplättchen von $300\text{ }\mu\text{m}$ eingestellt.

Der andere, für den intraoralen Einsatz bestimmte Meßwertaufnehmer, wird in einem speziell entwickelten Gerät, "Eichgerät" genannt, mittels einer Mikrometerschraube ebenfalls auf einen Abstand zu einem Mu-Metallplättchen von $300\text{ }\mu\text{m}$ gebracht (Abb. 17).

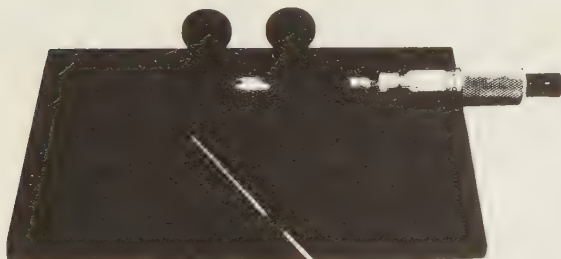


Abb. 17: "Eichgerät" mit Mikrometerschraube.

Am Verstärker erfolgt der elektrische Abgleich bis zur 0 - Anzeige des Analoganzeigeeinstruments.

Ebenso wird der Kompensationsreiber in 0 - Stellung gebracht.

Eichung:

Zum Eichen wird der Abstand des Meßwertaufnehmers zum Mu-Metallplättchen im "Eichgerät" auf 400 μm erhöht und der Ausschlag auf 33 Teilstriche am Schreiber begrenzt. Entsprechend wird am Verstärker der elektrische Abgleich bis zur 0 - Anzeige eingestellt. Danach wird der Abstand auf 200 μm verringert und auch dieser Ausschlag auf dem Schreiber aufgezeichnet. Der Ausschlag, diesmal in die andere Richtung, entspricht wieder 100 μm .

Die Erhöhung des Abstandes im "Eichgerät" entspricht einer Distanzvergrößerung des Zahnes zum Meßwertaufnehmer, was einer distalen bzw. lingualen Auslenkung entspricht. Analog bedeutet die Verminderung des Abstandes eine Verkleinerung der Distanz des Zahnes zum Meßwertaufnehmer, d.h. eine Auslenkung des Zahnes nach mesial bzw. buccal.

Die Auslenkung des Zahnes wird somit genau festgelegt: Die Richtung des Schreiberausschlags gibt die Richtung der Zahnauslenkung an, die Amplitude des Ausschlags ist ein Maß für den absoluten Betrag der Zahnbewegung.

Der absolute Betrag der Zahnbewegung kann durch Relation zur Eichstrecke errechnet bzw. anhand der "Auswert-Schablonen" direkt abgelesen werden.

Messung:

Die Probanden führen nach einem bestimmten Schema (s. u.) Leermastikationsbewegungen bei laufendem Meßschreiber durch. Die Bewegungen werden mehrmals durchgeführt, um eine Reproduzierbarkeit zu erhalten.

Dieses Schema stimmt mit dem von SIEBERT (62), SCHULZ (60) und EULER (12) angegebenen überein. Es wurde lediglich um einige Punkte erweitert:

1. : Öffnen - Schließen - Pressen
2. : Öffnen - Schließen - Pressen - Vibrieren
3. : Öffnen - Schließen - Pressen - Knirschen
4. : Öffnen - Schließen - Pressen - Hacken
5. : Öffnen - Schließen - Pressen - UK Links
6. : Öffnen - Schließen - Pressen - UK Rechts
7. : Öffnen - Schließen - Pressen - UK Vor
8. : Öffnen - Schließen - Pressen - UK Zurück
9. : Öffnen - Schließen - Pressen - Zungendruck
- 10.: Öffnen - Schlucken
- 11.: Öffnen - Schließen - max. UK Vor
- 12.: Öffnen - Schließen - max. Öffnen
- 13.: Aufbiß Front

Die Terminologie zum Schema siehe Kap. 2.

5.2. Reihenfolge der klinischen Messungen

5.2.1. mit "neuer" Brücke

Da die Probanden die neue Brückenkonstruktion schon einige Monate provisorisch eingesetzt trugen, wurden diese Messungen zuerst durchgeführt.

Die Messungen wurden nach folgendem Ablauf durchgeführt:

- Anbringen der Schiene für die sagittale Messung
 - Befestigen des Mu-Metallplättchens an den zu messenden Zähnen
 - Einbringen des Meßwertaufnehmers in die richtige Distanz zum Mu-Metallplättchen (300 μm)
 - Durchführung der Messung
 - Entfernen der Schiene und des Mu-Metallplättchens
 - Reinigen der Zähne
 - Anbringen der Schiene für die transversale Messung
- weiter siehe oben!

5.2.2. ohne prothetische Versorgung

Nach Abschluß der Messung mit der neuen Brückenkonstruktion wurde diese entfernt, und die Messung der Kinetik der Pfeilerzähne ohne prothetische Versorgung durchgeführt.

Die Reihenfolge der einzelnen Schritte der Messung war die gleiche wie in Abschnitt 5.2.1.

5.2.3. mit herkömmlicher Brücke

Nach Abschluß der Messung ohne prothetische Versorgung wurde eine herkömmliche Brücke eingegliedert, und die Messung erneut durchgeführt.

Auch hier war die Reihenfolge der einzelnen Schritte der Messung die gleiche wie in Abschnitt 5.2.1.

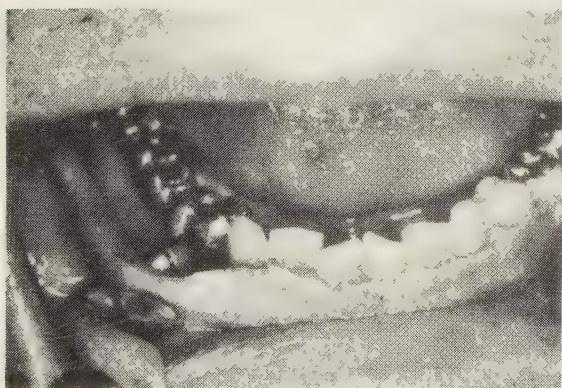


Abb. 18: Schiene in situ.

5.3. klinische Messungen

Bei dieser Untersuchung kamen zwei Probanden, ein weiblicher im Alter von 55 Jahren und ein männlicher im Alter von 50 Jahren, zur Auswertung.

Der weibliche Proband, Ilse N., trägt eine Brücke von 33 auf 36.

Der männliche Proband, Peter T., trägt zwei Brücken: von 35 auf 38 und von 44 auf 48.

Die zusätzliche Vergleichsmessung mit der herkömmlichen Brücke wurde bei ihm nur im vierten Quadranten durchgeführt.

Durch Messungen an unterschiedlichen Tagen, konnte an diesem Probanden die Reproduzierbarkeit der Messungen erarbeitet werden.

Diese drei Brückenkonstruktionen ergaben an sechs Zähnen insgesamt vierunddreißig Messungen, wobei die physiologische Zahnbeweglichkeit in horizontaler, nicht in vertikaler Richtung gemessen wurde.

Aufgrund der geringen Probandenzahl, bedingt durch zeitliche und technische Gründe, ist eine exakte statistische Auswertung nicht möglich. Dies soll in weiteren Untersuchungen im direkten Vergleich: herkömmliche Brücke - neue Brücke, nachgeholt werden.

Innerhalb jeder Zahnkinetikmessung führte der Proband die einzelnen Unterkieferbewegungen jeweils dreimal aus, um die Reproduzierbarkeit der Aufzeichnungen darzustellen.

Die Nullpunkt - Konstanz blieb während der meisten Messungen bestehen. Manchmal kam ein Zahn nach bestimmten Unterkieferbewegungen nicht sofort zur Nulllinie zurück; entweder er blieb in der Auslenkungsrichtung oder er war zur Gegenseite ausgeschwungen, wie dies auch SIEBERT (62) festgestellt hatte. Nach einer geringen Wartezeit oder nach verschiedenen Unterkieferbewegungen stellte sich die Nulllinie wieder ein.

Während einer langen Meßlinie wanderte die Nulllinie manchmal nach einer Seite aus. Die Werte wurden dann auf die jeweils aktuelle Nulllinie bezogen.

Die zu Beginn einer Messung mit dem ersten Schließen auftretenden Auslenkungen hängen mit der Flüssigkeitsverschiebung im Parodontium zusammen oder können auch, wie SIEBERT (62) schreibt, "als ein gegenseitiges Austasten der Zähne angesehen werden, um die maximale Interkuspidation zu finden."

5.4. Reproduzierbarkeit

Die Reproduzierbarkeit während einer Messung zeigt die nachfolgende Abbildung der Schreibermitschrift:

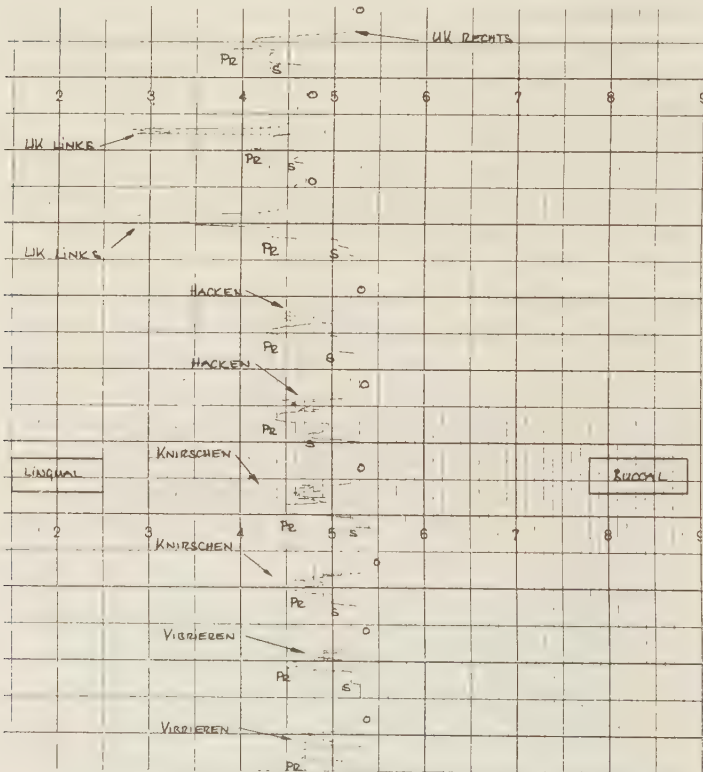


Abb. 19: Auszug der Schreibermitschrift.

Hier lassen sich deutliche Übereinstimmungen bei den einzelnen Unterkieferbewegungen erkennen. Die Übereinstimmung bezieht sich sowohl auf die Amplitude als auch auf die gesamte Dynamik der einzelnen Kurventeile für eine spezielle Unterkieferbewegung.

Die Registrierungen, an zwei verschiedenen Meßtagen aufgenommen und miteinander verglichen, zeigen ebenfalls große Übereinstimmung, wie die nachfolgenden Abbildungen ausweisen:

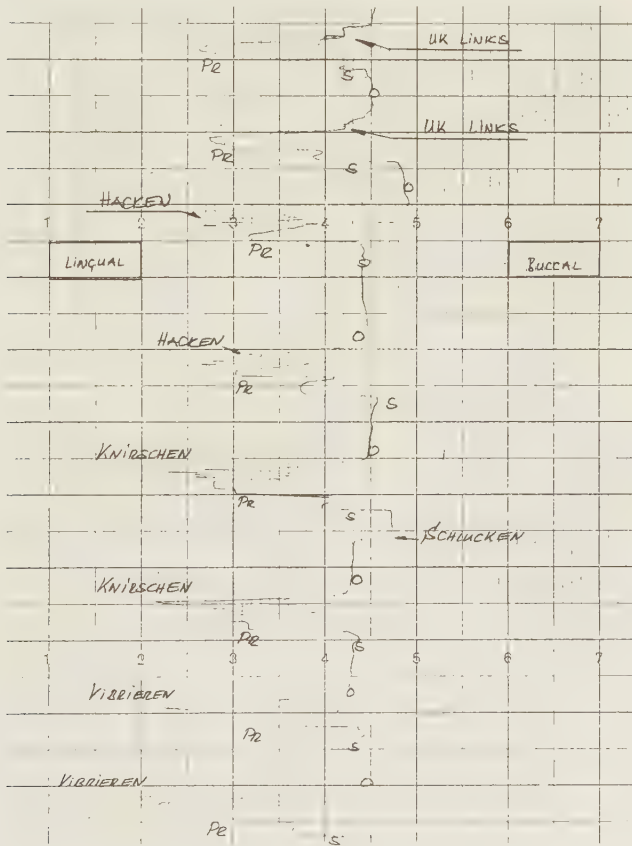


Abb. 20: Auszug Schreibermitschrift
(1. Messung).

Vergleichsmessung:

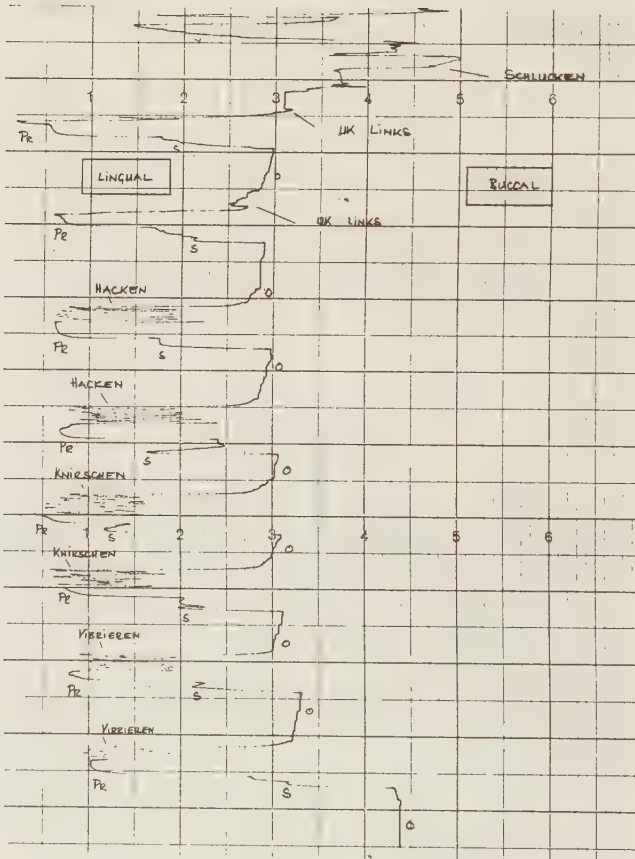


Abb. 21: Auszug Schreibernitschrift
(2. Messung, ca. 3 Monate später).

Die folgende Tabelle gibt die weitgehende Übereinstimmung in den gesamten gemessenen Unterkieferbewegungen wieder:

Proband: Peter T.
Zahn: 35 mit neuer Brücke
Meßrichtung: transversal

Tabelle: 1

Funktion:	Auslenkung (μm)	
	1. Messung	2. Messung
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	20 li	20 li
Pressen	60 li	60 li
Vibrieren	30 li - 50 li	25 li - 45 li
Knirschen	20 li - 60 li	30 li - 55 li
Hacken	20 li - 40 li	20 li - 45 li
UK Links	10 li	10 li
UK Rechts	5 li	± 0
UK Vor	10 li	20 li
UK Zurück	50 li	45 li
Zungendruck	60 li	60 li
Schlucken	50 li $\rightarrow \pm 0$	40 li $\rightarrow$ 30 bu
max. UK Vor	40 li	40 li
max. Öffnen	10 li	15 li
Aufbiß Front	--	--

6. Untersuchungsergebnisse

6.1. Verfahren zur Auswertung der aufgezeichneten Kurven

Die Dynamik der einzelnen Unterkieferbewegungen ist aus den Schreibermitschriften (Auszüge siehe Kap. 9) ersichtlich. Da mit einer konstanten Schreibergeschwindigkeit von 10 (mm/min) gearbeitet wurde, lassen sich zeitabhängige Werte, wie Anstiegssteilheit, Verharren in einer bestimmten Auslenkung, Rückstellzeit usw., ablesen. Die gewählte Schreibergeschwindigkeit gewährt ein genügend hohes Maß an Auflösungsvermögen.

Die Amplituden, d.h. die Statik der Zahnkinetik, geben die maximalen Werte der Auslenkungen an. Man kann dabei einseitige Abweichungen von der Nulllinie, Abweichungen mit einseitigen Intervallen und Abweichungen mit die Nulllinie überschreitenden Intervallen unterscheiden.

Die Richtung der Zahnauslenkung wird durch den Ausschlag am Schreiber, nach rechts oder links, festgelegt. Hierzu siehe Kap. 5.1.4.2. Abs. Eichung.

Die absolute Größe der Amplitude läßt sich durch Relation zur Eichstrecke $\hat{=}$ 100 μ m errechnen. Am Ende jeder Messung wurde zur Sicherheit jeweils eine Kontrolleichung durchgeführt, um eventuelle Veränderungen in der Meßapparatur zu erfassen. Der Mittelwert aus beiden Eichstrecken entspricht nun 100 μ m.

Um die mathematische Auswertung zu ersparen, wurden sogenannte "Auswert - Schablonen" entwickelt. Sie gestatten die schnelle graphische Auswertung der Registrierungen:

Zunächst wird durch Auflegen der transparenten Schablone auf die Kontrolleichstrecke ermittelt, welche Einteilung auf der Schablone $100\text{ }\mu\text{m}$ entsprechen. So erhält man eine Angabe in Prozent zur "Normeichstrecke", die mit 33 Teilstrichen des Schreiberpapierees angenommen wurde. Diese Prozentangabe wurde im Kopf der nachfolgenden Tabellen angeführt.

Mit der so ermittelten, für diese Messung gültigen Einteilung, die $100\text{ }\mu\text{m}$ entspricht, wurden die Amplituden graphisch ausgewertet.

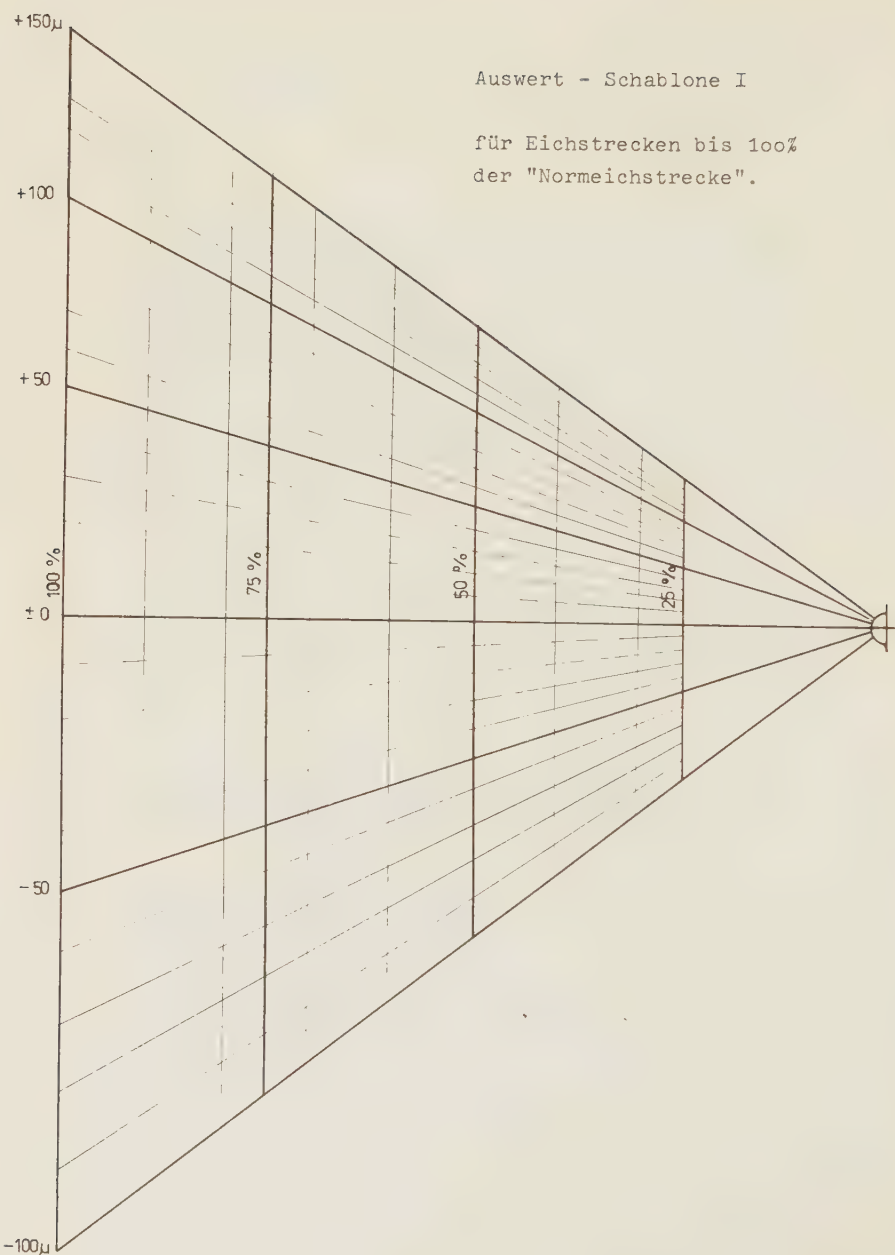
Da der Meßaufnehmer keine exakte Linearität besitzt, vergleiche Kap. 5.1.1.5., wurden die Schablonen in zwei Richtungen ausgearbeitet:

+ $100\text{ }\mu\text{m}$ $\hat{=}$ einer Distanzzunahme,

- $100\text{ }\mu\text{m}$ $\hat{=}$ einer Distanzabnahme des Meßwertaufneh-
zum Mu-Metallplättchen.

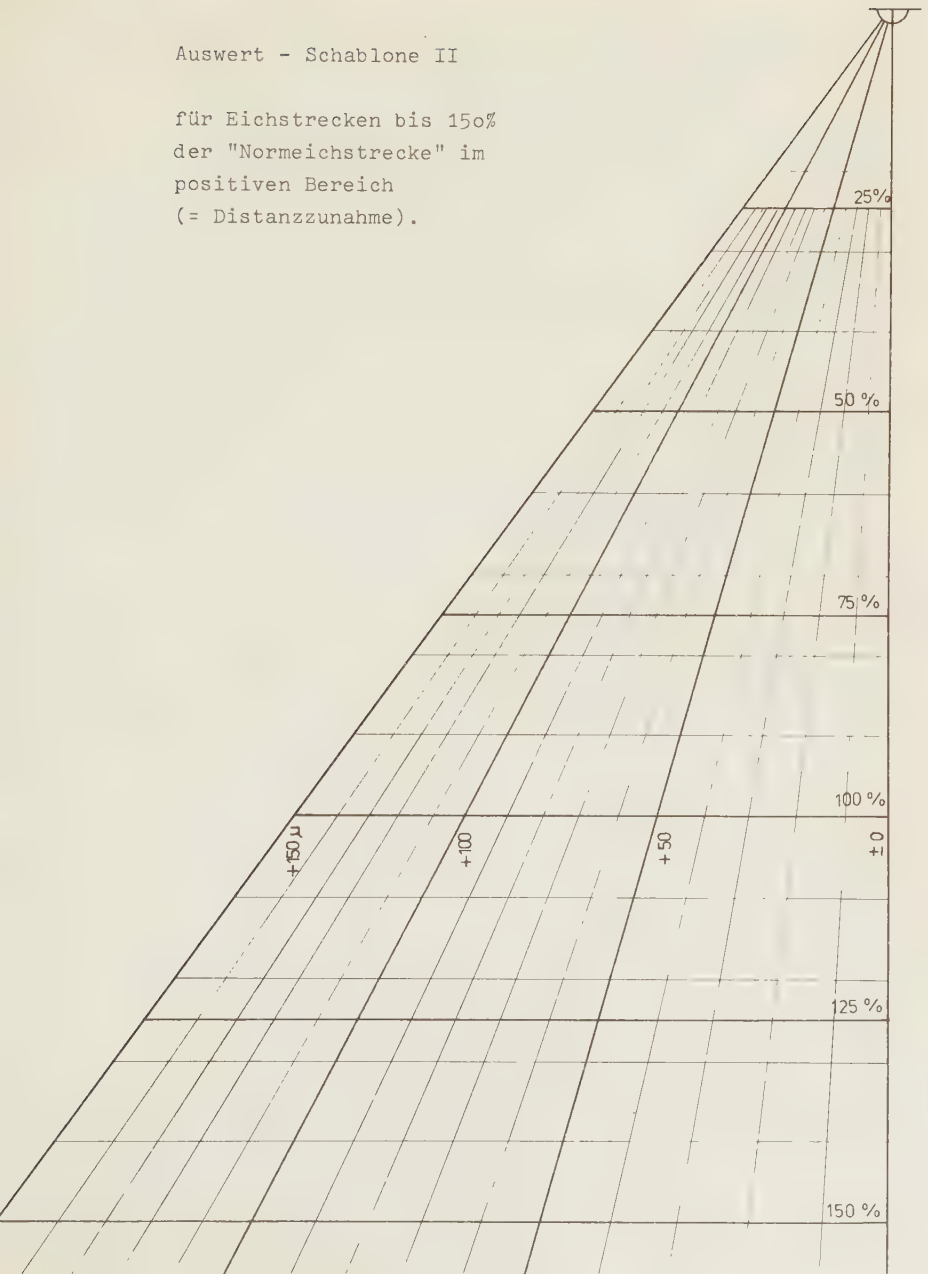
Auswert - Schablone I

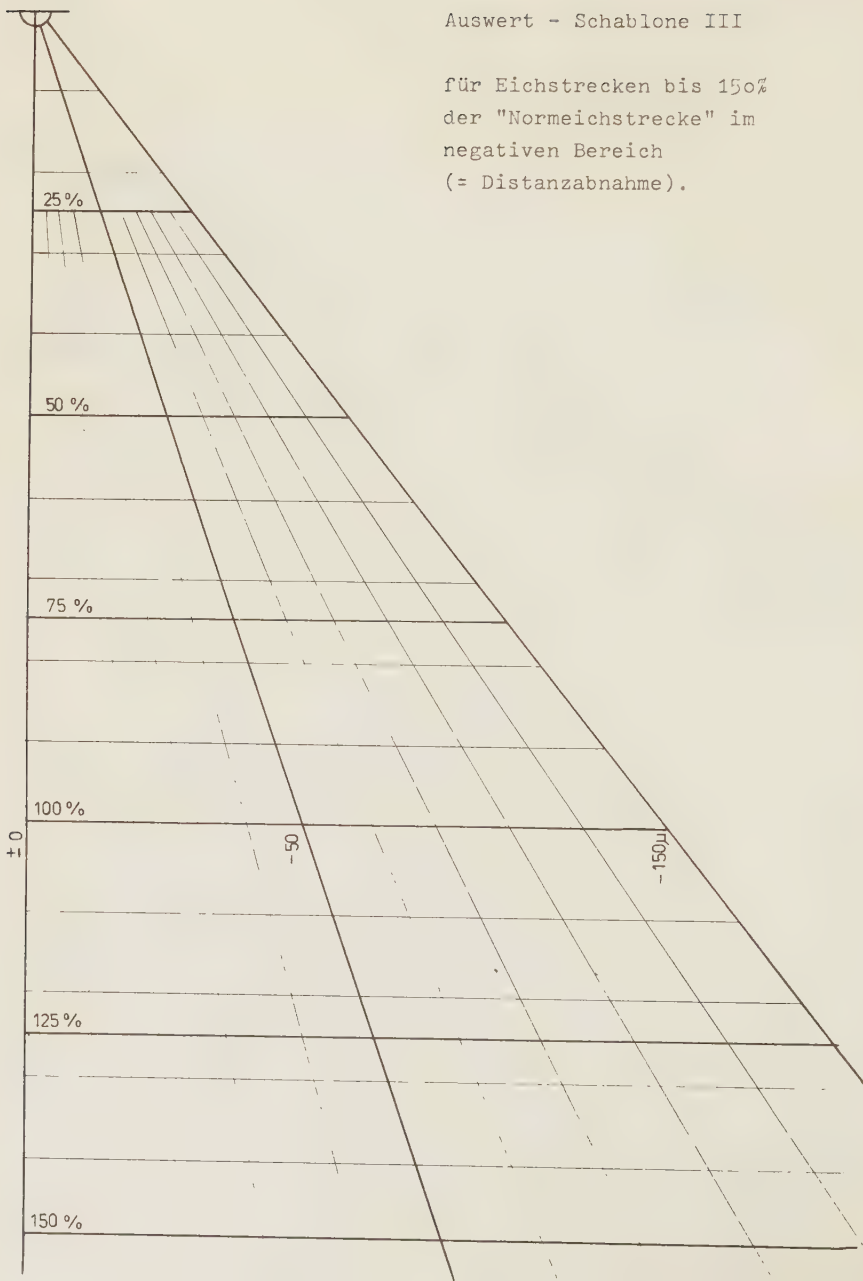
für Eichstrecken bis 100%
der "Normeichstrecke".



Auswert - Schablone II

für Eichstrecken bis 150%
der "Normeichstrecke" im
positiven Bereich
(= Distanzzunahme).





In allen Tabellen sind die maximalen Werte, die in den Aufzeichnungen gefunden wurden, angegeben.

Bei den Unterkieferbewegungen "Vibriieren", "Knirschen" und "Hacken" wurde das Intervall, in dem sich die Auslenkungen abspielen, angegeben.

Bei der Funktion "Schlucken" bedeutet die erste Zahl die maximale Auslenkung am Anfang, die zweite Zahl die maximale Auslenkung am Ende des Schluckvorganges.

Alle Werte in den Tabellen sind in 10^{-6} (m) ($\hat{=}$ μm) angegeben.

Mit einem Fehler von maximal 10% bei Einstellung und Abgleich der Apparatur ist zu rechnen.

Legende:

di = distal

me = mesial

li = lingual

bu = buccal

6.2. Ergebnisse der Auswertung

6.2.1. Proband A

6.2.1.1. mit neuer Brücke

Der Proband trägt die Brücke seit drei Monaten.

sagittale Messung (s. Tab. 2):

Der Zahn 33 wird überwiegend nach distal ausgelenkt, lediglich bei "Zungendruck" erfolgt ein Ausschlag nach mesial um 15 μm .

Das größte Intervall liefert "Knirschen". Es liegt zwischen 5 di - 25 di.

Die maximalen Auslenkungen liefern "UK Links" und "Knirschen" mit jeweils 25 μm distal.

Beim "Pressen" werden 20 μm nach distal gemessen.

Der Zahn 36 wird ebenfalls überwiegend nach distal ausgelenkt, lediglich das Intervall bei "Knirschen" 10 me - 20 di überschreitet die Nulllinie nach mesial. Es ist damit auch das größte Intervall.

Die maximalen Auslenkungen werden bei "Pressen" (30 di) und bei "UK Zurück" (25 di) erreicht.

Die Zahnbeweglichkeit bewegt sich im Rahmen physiologischer Grenzen.

Die Messung läßt ein hohes Maß an Nullpunktstabilität und Reproduzierbarkeit erkennen.

Proband: Ilse N.

Zähne: 33 und 36

Brückenart: neue Brücke

Meßrichtung: sagittal

Auswert-Schablone: 110% = 100 µm

Tabelle: 2

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	33	36
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	10 di	0
Pressen	20 di	30 di
Vibrieren	10 di - 20 di	10 di - 20 di
Knirschen	5 di - 25 di	10 me - 20 di
Hacken	5 di - 10 di	10 di - 20 di
UK Links	25 di	8 di
UK Rechts	± 0	3 di
UK Vor	± 0	± 0
UK Zurück	20 di	25 di
Zungendruck	15 me	15 di
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 10 di$	$\pm 0 \rightarrow 10 di$
max. UK Vor	5 di	5 di
max. Öffnen	5 di	5 di
Aufbiß Front	2 di	10 di

transversale Messung (s. Tab. 3):

Der Zahn 33 wird im wesentlichen nach lingual ausgelenkt und erreicht mit "UK Links" (40 li) den höchsten Wert. Bei "Zungendruck" (25 li) und "Pressen" (20 li) werden ebenfalls hohe Werte erzielt.

Das größte Intervall liefert "Knirschen" und "Hacken" mit je 5 li - 15 li.

Die Auslenkungen nach buccal betragen 5 μ m bei "UK Vor", "max. Öffnen" und bei "Aufbiß Front".

Der Zahn 36 wird ebenfalls hauptsächlich nach lingual ausgelenkt, jedoch in erhöhtem Maße.

Die höchsten Werte liefern "Pressen" (90 li) und "Zungendruck" (85 li).

Das größte Intervall liegt bei "Hacken" (30 li - 80 li).

Buccalauslenkungen um 5 μ m sind wie am Zahn 33 vorhanden.

Auch hier ist ein hohes Maß an Nullpunktstabilität und Reproduzierbarkeit vorhanden.

Proband: Ilse N.
 Zähne: 33 und 36
 Brückenart: neue Brücke
 Meßrichtung: transversal
 Auswert-Schablone: 120% = 100 μ m

Tabelle: 3

Funktion:	Auslenkung (μ m)	
	33	36
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	5 li	20 li
Pressen	20 li	90 li
Vibrieren	5 li - 10 li	70 li - 85 li
Knirschen	5 li - 15 li	50 li - 80 li
Hacken	5 li - 15 li	30 li - 80 li
UK Links	40 li	5 li
UK Rechts	± 0	± 0
UK Vor	5 bu	5 bu
UK Zurück	15 li	80 li
Zungendruck	25 li	85 li
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 5$ bu	$\pm 0 \rightarrow 70$ li
max. UK Vor	5 bu	5 bu
max. Öffnen	5 bu	5 bu
Aufbiß Front	5 bu	5 bu

6.2.1.2. ohne prothetische Versorgung:

Diese Messung wurde an den beschliffenen Pfeilerzähnen durchgeführt. Es zeigt sich große Übereinstimmung mit den Werten der Messung mit der neuen Brücke.

sagittale Messung (s. Tab. 4):

Der Zahn 33 wird hauptsächlich nach mesial ausgelenkt. Maximalwerte dabei sind bei "Zungendruck" (80 me) und bei "Pressen" (40 me).

Die größten Intervalle zeigen "Knirschen" und "Hakken" mit je 5 me - 35 me.

Zu distalen Auslenkungen um 5 µm kommt es bei "max. UK Vor" und bei "Aufbiß Front".

Der Zahn 36 wird wieder hauptsächlich nach mesial ausgelenkt. Zu Maximalwerten kommt es bei "Zungendruck" (50 me), "UK Zurück" (40 me) und bei "Pressen" (30 me).

Das größte Intervall entsteht bei "Knirschen" mit 35 me - 10 di.

Größte distale Auslenkungen sind bei "Aufbiß Front" (30 di) und bei "Schlucken" (20 di) vorhanden.

Es ist ein hohes Maß an Nullpunktstabilität und Reproduzierbarkeit vorhanden.

Proband: Ilse N.

Zähne: 33 und 36

Brückenart: ohne prothetische Versorgung

Meßrichtung: sagittal

Auswert-Schablone: 100% = 100 µm

Tabelle: 4

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	33	36
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	2 me	10 di
Pressen	40 me	30 me
Vibrieren	25 me - 35 me	30 me - 5 di
Knirschen	5 me - 35 me	35 me - 10 di
Hacken	5 me - 35 me	10 me - 5 di
UK Links	10 me	10 me
UK Rechts	5 di	15 di
UK Vor	± 0	± 0
UK Zurück	35 me	40 me
Zungendruck	80 me	50 me
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 25$ me	$\pm 0 \rightarrow 20$ di
max. UK Vor	5 di	15 di
max. Öffnen	5 me	5 di
Aufbiß Front	5 di	30 di

transversale Messung (s. Tab. 5):

Der Zahn 33 zeigt durchweg geringe Auslenkungen in wechselnden Richtungen.

Zu Maximalwerten nach buccal kommt es bei "Zungen-druck" (30 bu), "Schlucken" (20 bu) und bei "UK Links" (15 bu) und nach lingual bei "UK Rechts" (10 li) und bei "Pressen" (5 li).

Das größte Intervall ist bei "Knirschen" (10 li - 5 bu) vorhanden.

Der Zahn 36 zeigt wieder erhöhte Beweglichkeit, im wesentlichen nach lingual.

Die Maximalwerte liegen bei " UK Zurück" und bei "Pressen" mit je 90 li.

Die größten Intervalle sind bei "Knirschen" (40 li - 90 li) und bei "Hacken" (30 li - 80 li) vorhanden.

Maximale Werte nach buccal entstehen bei "Schlucken" (40 bu) und bei "UK Vor" und "max. Öffnen" mit je 20 bu.

Eine gute Nullpunktstabilität und Reproduzierbarkeit ist vorhanden.

Proband: - Ilse N.
 Zähne: 33 und 36
 Brückenart: ohne prothetische Versorgung
 Meßrichtung: transversal
 Auswert-Schablone: 100% = 100 µm

Tabelle: 5

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	33	36
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	2 bu	10 li
Pressen	5 li	90 li
Vibrieren	5 li - 3 bu	70 li - 90 li
Knirschen	10 li - 5 bu	40 li - 90 li
Hacken	3 li - 3 bu	30 li - 80 li
UK Links	15 bu	5 bu
UK Rechts	10 li	15 li
UK Vor	10 bu	20 bu
UK Zurück	2 li	90 li
Zungendruck	30 bu	50 bu
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 20 \text{ bu}$	$\pm 0 \rightarrow 90 \text{ bu}$
max. UK Vor	10 bu	5 bu
max. Öffnen	10 bu	20 bu
Aufbiß Front	5 bu	5 bu

6.2.1.3. mit herkömmlicher Brücke

sagittale Messung (s. Tab. 6):

Hier ist ein deutlicher Unterschied in der Auslenkungsrichtung zu erkennen. Während die Zähne ohne prothetische Versorgung und mit der neuen Brücke im wesentlichen nach mesial ausgelenkt wurden, erfolgt jetzt eine Auslenkung hauptsächlich nach distal.

Der Zahn 33 lenkt maximal nach distal bei "Pressen", "Zungendruck" und "UK Zurück" um jeweils 15 µm aus.

Das maximale Intervall liefert "Knirschen" mit
+ 0 - 10 di.

Auslenkungen nach mesial sind nicht vorhanden.

Der Zahn 36 lenkt ebenfalls meistens nach distal aus. Dabei treten Maximalwerte bei "UK Zurück" (25 di), "Pressen" (20 di) und "Zungendruck" (15 di) auf.

Die größten Intervalle entstehen bei "Knirschen" (5 di - 15 di) und bei "Vibrieren" und "Hacken" (je 10 di - 20 di).

Die einzige mesiale Auslenkung tritt bei "UK Vor" (3 me) auf.

Die Nullpunktstabilität und die Reproduzierbarkeit ist gut.

Proband: . Ilse N.

Zähne: 33 und 36

Brückenart: herkömmliche Brücke

Meßrichtung: sagittal

Auswert-Schablone: 100% = 100 μ m

Tabelle: 6

Funktion:	Auslenkung (μ m)	
	33	36
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	3 di	3 di
Pressen	15 di	20 di
Vibrieren	5 di - 10 di	10 di - 20 di
Knirschen	± 0 - 10 di	5 di - 15 di
Hacken	3 di - 8 di	10 di - 20 di
UK Links	5 di	5 di
UK Rechts	± 0	10 di
UK Vor	5 di	3 me
UK Zurück	15 di	25 di
Zungendruck	15 di	15 di
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 10$ di	$\pm 0 \rightarrow 10$ di
max. UK Vor	10 di	10 di
max. Öffnen	10 di	10 di
Aufbiß Front	5 di	5 di

transversale Messung (s. Tab. 7)

Der Zahn 33 zeigt durchweg geringe Auslenkungen nach lingual. Maximalwerte dabei treten bei "UK Links" (40 li) und bei "Pressen" und "UK Zurück" (je 15 li) auf.

Das größte Intervall liefert "Knirschen" mit 10 li - 5 bu.

Maximale Werte nach buccal entstehen bei "max. UK Vor" (10 bu) und bei "Schlucken" (10 bu).

Der Zahn 36 zeigt ebenfalls vorwiegend linguale Auslenkungen. Maximalwerte liegen bei "Pressen" und "UK Zurück" (je 70 li) und bei "Zungendruck" (60 li).

Das größte Intervall liefert wieder "Knirschen" mit 10 li - 60 li.

Maximale buccale Auslenkungen entstehen bei "UK Vor" (15 bu) und bei "max. UK Vor" und "max. Öffnen" (je 10 bu).

Bei der Messung des Zahnes 36 kam es zu einer geringen Verschiebung der Nulllinie, die sich am Ende der Messung aber wieder einstellte.

Die Reproduzierbarkeit ist gut.

Proband: Ilse N.

Zähne: 33 und 36

Brückenart: herkömmliche Brücke

Meßrichtung: transversal

Auswert-Schablone: 100% = 100 μ m

Tabelle: 7

Funktion:	Auslenkung (μ m)	
	33	36
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	5 li	2 bu
Pressen	15 li	70 li
Vibrieren	5 li - 5 bu	30 li - 60 li
Knirschen	10 li - 5 bu	10 li - 60 li
Hacken	5 li - ± 0	15 li - 55 li
UK Links	40 li	15 li
UK Rechts	5 bu	5 li
UK Vor	5 bu	15 bu
UK Zurück	15 li	70 li
Zungendruck	10 li	60 li
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 10$ bu	$\pm 0 \rightarrow 5$ bu
max. UK Vor	10 bu	10 bu
max. Öffnen	5 bu	10 bu
Aufbiß Front	5 bu	5 bu

6.2.2. Proband B, Brücke 44 - 48

6.2.2.1. mit neuer Brücke

Der Proband trägt diese Brücke seit **sieben Monaten**.

sagittale Messung (s. Tab. 8):

Der Zahn 44 wird maximal nach distal bei "UK Vor" (100 di) ausgelenkt. Auch bei "Aufbiß Front" (50 di) und bei "max. UK Vor" (40 di) entstehen große Werte. Den größten Wert nach mesial erhält man bei "Pressen" (40 me)

Das größte Intervall liefert "Knirschen" (10 me - 35 me).

Der Zahn 48 wird überwiegend nach distal ausgelenkt. Maximalwerte entstehen bei "max. UK Vor" (180 di), bei "max. Öffnen" (140 di), bei "Aufbiß Front" und "UK Vor" (je 120 di) und bei "Pressen" (70 di).

Den größten Wert nach mesial liefert "Schlucken" mit einem Anfangswert von 30 me (Endwert = 50 di).

Das größte Intervall liegt bei "Knirschen" (10 me - 80 di).

Es kam teilweise zu Nullpunktverschiebungen, die sich aber wieder einregelten.

Die Reproduzierbarkeit ist gut.

Proband: Peter T.

Zähne: 44 und 48

Brückenart: neue Brücke

Meßrichtung: sagittal

Auswert-Schablone: 100% = 100 μ m

Tabelle: 8

Funktion:	Auslenkung (μ m)	
	44	48
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	10 me	20 di
Pressen	40 me	70 di
Vibrieren	15 me - 25 me	30 di - 60 di
Knirschen	10 me - 35 me	10 me - 80 di
Hacken	20 me - 30 me	20 di - 40 di
UK Links	30 di	20 di
UK Rechts	20 di	20 di
UK Vor	100 di	120 di
UK Zurück	20 me	± 0
Zungendruck	10 me	50 di
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 30$ me	30 me $\rightarrow 50$ di
max. UK Vor	40 di	120 di
max. Öffnen	20 di	140 di
Aufbiß Front	50 di	120 di

transversale Messung (s. Tab. 9):

Der Zahn 44 wird maximal nach lingual bei "UK Rechts" (100 li) ausgelenkt. Auch bei "UK Links" (50 li) und bei "max. UK Vor" und "Aufbiß Front" (je 30 li) kommt es zu hohen lingualen Auslenkungen.

Große Werte nach buccal entstehen bei "Schlucken" (20 bu, Endwert), bei "UK Zurück" (20 bu) und bei "Pressen" (15 bu).

Das größte Intervall liefert "Knirschen" (25 li - 20 bu). Es überschreitet die Nulllinie.

Der Zahn 48 zeigt sehr hohe transversale Auslenkwerte. Die Maximalwerte nach lingual liegen bei "max UK Vor" (200 li) und bei "max. Öffnen" und "Aufbiß Front" (je 150 li).

Die größten Auslenkungen nach buccal entstehen wieder bei "Schlucken" (150 bu, Endwert), bei "UK Zurück" (70 bu) und bei "Pressen" (60 bu).

Das größte Intervall entsteht bei "Knirschen" (20 li - 70 bu). Es überschreitet die Nulllinie.

Es kommt auch bei dieser Messung zu Nullpunktverschiebungen, die sich wieder einstellen.

Proband: Peter T.
 Zähne: 44 und 48
 Brückenart: neue Brücke
 Meßrichtung: transversal
 Auswert-Schablone: 100% = 100 µm

Tabelle: 9

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	44	48
Öffnen	$\pm \pm 0$	$\pm \pm 0$
Schließen	10 li	20 bu
Pressen	15 bu	60 bu
Vibrieren	10 li - 10 bu	30 bu - 70 bu
Knirschen	25 li - 20 bu	20 li - 70 bu
Hacken	10 li - 10 bu	35 bu - 65 bu
UK Links	50 li	100 li
UK Rechts	100 li	40 li
UK Vor	10 li	180 li
UK Zurück	20 bu	70 bu
Zungendruck	10 li	50 li
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 20 bu$	$\pm 0 \rightarrow 150 bu$
max. UK Vor	30 li	200 li
max. Öffnen	20 li	150 li
Aufbiß Front	30 li	150 li

6.2.2.2. ohne prothetische Versorgung

Es zeigen sich wieder gute Übereinstimmungen mit der Kinetik der Zähne mit der neuen Brücke.

sagittale Messung (s. Tab. 10):

Der Zahn 44 wird maximal nach distal ausgelenkt bei "max. UK Vor" (60 di) und bei "Aufbiß Front" (50 di).

Die größten mesialen Auslenkungen entstehen bei "Schlucken" (80 me, Endwert), bei "Zungendruck" (80 me) und bei "Pressen" (50 me).

Das größte Intervall liefert "Knirschen" (15 me - 25 me).

Der Zahn 48 wird überwiegend nach distal ausgelenkt. Maximalwerte entstehen bei "max. UK Vor" (140 di), bei "Aufbiß Front" (100 di), bei "max. Öffnen" (80 di) und bei "Pressen" (50 di).

Maximale Auslenkwerte nach mesial werden bei "Schlucken" (80 me, Anfangswert) aufgezeichnet.

Zum größten Intervall kommt es bei "Knirschen" ($\pm$ 0 - 30 me) und "Hacken" (15 me - 15 di).

Der Nullpunkt bleibt relativ konstant während der gesamten Messung.

Proband: Peter T.
 Zähne: 44 und 48
 Brückenart: ohne prothetische Versorgung
 Meßrichtung: sagittal
 Auswert-Schablone: 100% = 100 µm

Tabelle: 10

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	44	48
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	15 me	20 di
Pressen	50 me	50 di
Vibrieren	10 me - 20 me	15 me - 25 me
Knirschen	15 me - 25 me	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 - 30 \text{ me}$
Hacken	5 me - 15 me	15 me - 15 di
UK Links	10 di	40 di
UK Rechts	20 di	30 di
UK Vor	35 di	120 di
UK Zurück	30 me	10 di
Zungendruck	80 me	15 di
Schlucken	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 \rightarrow 80 \text{ me}$	80 me $\rightarrow$ 25 di
max. UK Vor	60 di	140 di
max. Öffnen	25 di	20 di
Aufbiß Front	50 di	100 di

transversale Messung (s. Tab. 11)

Der Zahn 44 wird maximal nach lingual bei "Aufbiß Front" (30 li) und bei "max. UK Vor" und "UK Links" (je 20 li) ausgelenkt.

Größte Auslenkungen nach buccal liefern "Schlucken" (60 bu, Endwert), "Zugendruck" (50 bu) und "Pressen" (20 bu).

Das größte Intervall entsteht bei "Knirschen" ($\pm$ 0 - 20 bu).

Der Zahn 48 wird maximal nach lingual ausgelenkt bei "Aufbiß Front" (220 li); dies ist der größte Wert, der überhaupt gemessen wurde. Weitere große Werte liefern "max. UK Vor" (200 li), "UK Links" (90 li) und "max. Öffnen" (70 li).

Bedeutende Auslenkungen nach buccal entstehen bei "Schlucken" (120 bu, Endwert) und bei "Pressen" (60 bu).

Das größte Intervall liefert "Hacken" mit den Werten $\pm$ 0 - 40 bu.

Die Nulllinie wanderte während der Messung geringfügig aus.

Proband: Peter T.
 Zähne: 44 und 48
 Brückenart: ohne prothetische Versorgung
 Meßrichtung: transversal
 Auswert-Schablone: 110% = 100 μ m

Tabelle: 11

Funktion:	Auslenkung (μ m)	
	44	48
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	10 bu	25 bu
Pressen	20 bu	60 bu
Vibriieren	5 bu - 15 bu	10 li - 40 li
Knirschen	± 0 - 20 bu	20 li - 50 li
Hacken	10 bu - 20 bu	± 0 - 40 bu
UK Links	20 li	90 li
UK Rechts	10 li	30 li
UK Vor	10 li	160 li
UK Zurück	10 bu	20 bu
Zungendruck	50 bu	30 bu
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 60$ bu	$\pm 0 \rightarrow 120$ bu
max. UK Vor	20 li	200 li
max. Öffnen	10 li	70 li
Aufbiß Front	30 li	220 li

6.2.2.3. mit herkömmlicher Brücke

Es zeigt sich auch hier eine deutliche Veränderung der Werte gegenüber denen ohne prothetische Versorgung.

sagittale Messung (s. Tab. 12):

Bei der Messung des Zahnes 44 kam es zu einem Defekt am Meßwertaufnehmer. Nach dessen Beseitigung zeigt die Kontrolleichung nur noch 40% der "Norm-eichstrecke". Dies wurde entsprechend berücksichtigt.

Der Zahn 44 wird maximal nach distal bei "max. UK Vor" (120 di), "Aufbiß Front" (90 di) und bei "max. Öffnen" (70 di) ausgelenkt.

Maximale Auslenkungen nach mesial entstehen bei "Schlucken" (60 me, Endwert) und bei "Pressen" (20 me).

Das größte Intervall zeichnet "Knirschen" (+ 0 - 50 di) auf.

Der Zahn 48 wird im wesentlichen nach distal ausgelenkt. Maximalwerte dabei sind bei "max. UK Vor" (160 di), bei "max. Öffnen" (100 di), bei "Aufbiß Front" (80 di) und bei "Pressen" (60 di).

Zu mesialen Auslenkungen kommt es nur bei "Schlucken" (60 me, Endwert).

Das größte Intervall liefert "Knirschen" (15 di - 60 di).

Die Nulllinie blieb während der gesamten Messung relativ konstant.

Proband: Peter T.

Zähne: 44 und 48

Brückenart: herkömmliche Brücke

Meßrichtung: sagittal

Auswert-Schablone: 100% = 100 μm (Zahn 48)
40% = 100 μm (Zahn 44)

Tabelle: 12

Funktion:	Auslenkung (μm)	
	44	48
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	5 di	10 di
Pressen	20 me	60 di
Vibrieren	± 0 - 10 me	20 di - 50 di
Knirschen	± 0 - 50 di	15 di - 60 di
Hacken	10 me - 10 di	15 di - 40 di
UK Links	50 di	50 di
UK Rechts	30 di	20 di
UK Vor	70 di	90 di
UK Zurück	10 di	20 di
Zungendruck	30 di	50 di
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 60$ me	$\pm 0 \rightarrow 60$ me
max. UK Vor	120 di	160 di
max. Öffnen	70 di	100 di
Aufbiß Front	90 di	80 di

transversale Messung (s. Tab. 13):

Der Zahn 44 wird maximal nach lingual bei "max. UK Vor" (60 li) und bei "max. Öffnen" und "Aufbiß Front" (je 20 li) ausgelenkt.

Maximale Auslenkungen nach buccal entstehen bei "Schlucken" (20 bu, Endwert) und bei "Pressen" und "Zungendruck" (je 15 bu).

Das größte Intervall liegt bei "Knirschen" (10 li - 10 bu) vor. Es überschreitet die Nulllinie.

Der Zahn 48 wird maximal nach lingual bei "max. UK Vor" (150 li) und bei "Aufbiß Front" und "UK Links" (je 100 li) ausgelenkt.

Die größten Werte nach buccal werden bei "Schlucken" (100 bu, Endwert) und bei "Zungendruck" und "Pressen" (je 20 bu) erreicht.

Das größte Intervall liefert wieder "Knirschen" ($\pm$ 0 - 20 bu).

Die Nulllinie verändert sich geringfügig während der Messung.

Proband: Peter T.
 Zähne: 44 und 48
 Brückenart: herkömmliche Brücke
 Meßrichtung: transversal
 Auswert-Schablone: 100% = 100 μ m

Tabelle: 13

Funktion:	Auslenkung (μ m)	
	44	48
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	5 bu	5 li
Pressen	15 bu	20 bu
Vibrieren	5 li - 5 bu	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 - 10 li$
Knirschen	10 lu - 10 bu	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 - 20 li$
Hacken	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 - 5 bu$	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 - 5 bu$
UK Links	10 li	100 li
UK Rechts	5 li	20 li
UK Vor	20 li	80 li
UK Zurück	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0$	20 li
Zungendruck	15 bu	20 bu
Schlucken	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 \rightarrow 20 bu$	$\begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 0 \rightarrow 100 bu$
max. UK Vor	60 li	150 li
max. Öffnen	20 li	60 li
Aufbiß Front	20 li	100 li

6.2.3. Proband B, Brücke 35 - 38

6.2.3.1. mit neuer Brücke

Auch diese Brücke trägt der Proband **seit sieben Monaten.**

sagittale Messung (s. Tab. 14):

Der Zahn 35 wird im wesentlichen nach distal ausgelenkt. Maximalwerte liegen hier bei "max. UK Vor" (60 di) und bei "Pressen" (50 di).

Die größten Auslenkungen nach mesial liegen bei "UK Vor" (20 me) und bei "UK Rechts" und "max. Öffnen" (je 5 me).

Das größte Intervall entsteht bei "Knirschen" (5 di - 55 di).

Der Zahn 38 wird maximal nach distal ausgelenkt bei "max. UK Vor" (200 di), bei "Zungendruck" (100 di) und bei "Aufbiß Front" (80 di).

"Schlucken" liefert einen Anfangswert von 30 μ m nach mesial (Endwert: 120 di). Weitere mesiale Auslenkungen liefern "UK Rechts" und "UK Links" (je 20 me).

Das größte Intervall wird bei "Knirschen" (10 di - 50 di) aufgezeichnet.

Der Nullpunkt bleibt relativ unverändert.

Proband: Peter T.
 Zähne: 35 und 38
 Brückenart: neue Brücke
 Meßrichtung: sagittal
 Auswert-Schablone: 100% = 100 µm (Zahn 35)
 60% = 100 µm (Zahn 38)
 Tabelle: 14

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	35	38
Öffnen	$\pm \pm 0$	$\pm \pm 0$
Schließen	20 di	5 di
Pressen	50 di	50 di
Vibrieren	20 di - 40 di	10 di - 30 di
Knirschen	5 di - 55 di	10 di - 50 di
Hacken	15 di - 40 di	10 di - 40 di
UK Links	5 di	20 me
UK Rechts	5 me	20 me
UK Vor	20 me	90 di
UK Zurück	35 di	10 di
Zugendruck	40 di	100 di
Schlucken	$\begin{matrix} + \\ - \end{matrix} 0 \rightarrow 40 \text{ di}$	$30 \text{ me} \rightarrow 120 \text{ di}$
max. UK Vor	60 di	200 di
max. Öffnen	5 me	50 di
Aufbiß Front	40 di	80 di

transversale Messung (s. Tab. 15):

Der Zahn 35 wird hauptsächlich nach lingual ausgelenkt. Maximalwerte sind dabei bei "Pressen" und "Zungendruck" mit je 60 li.

Die größte Auslenkung nach buccal entsteht bei "Schlucken" (30 bu, Endwert).

Das größte Intervall liefert "Knirschen" (30 li - 55 li).

Die Werte der Tabelle 15, Zahn 35, werden zum Kap. 5.4. "Reproduzierbarkeit" herangezogen.

Der Zahn 38 wird ebenfalls hauptsächlich nach lingual ausgelenkt. Die Werte sind jedoch durchweg höher.

Maximale Auslenkungen zeigen "max. Öffnen" (130 li), "Zungendruck" und "Pressen" (je 100 li).

Die größte buccale Auslenkung liegt wieder beim Endwert von "Schlucken" (30 bu).

Das größte Intervall liegt bei "Hacken" (40 li - 90 li)!

Bei der Messung kam es zu einer anfänglichen Nullpunktabweichung, die sich dann aber stabilisierte.

Proband: Peter T.
 Zähne: 35 und 38
 Brückenart: neue Brücke
 Meßrichtung: transversal
 Auswert-Schablone: 130% = 100 µm

Tabelle: 15

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	35	38
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	20 li	30 li
Pressen	60 li	100 li
Vibrieren	25 li - 45 li	60 li - 90 li
Knirschen	30 li - 55 li	65 li - 100 li
Hacken	20 li - 45 li	40 li - 90 li
UK Links	10 li	20 li
UK Rechts	± 0	20 li
UK Vor	20 li	35 li
UK Zurück	45 li	80 li
Zungendruck	60 li	100 li
Schlucken	40 li → 30 bu	90 li → 40 bu
max. UK Vor	40 li	50 li
max. Öffnen	15 li	130 li
Aufbiß Front	--	--

6.2.3.1. ohne prothetische Versorgung

Hier zeigen sich gute Übereinstimmungen der Werte mit den Werten mit der neuen Brücke.

sagittale Messung (s. Tab. 16):

Der Zahn 35 wird maximal nach distal bei "Pressen" und "max. UK Vor" (je 50 di) und bei "Aufbiß Front" (40 di) ausgelenkt.

Maximale Werte nach mesial werden bei "Zungendruck" (30 me) erreicht.

Das größte Intervall liefert "Knirschen" (5 me - 20 di). Es überschreitet die Nulllinie.

Der Zahn 38 wird im wesentlichen nach distal ausgelenkt. Maximalwerte werden bei "max. UK Vor" (200 di) und bei "Pressen", "max. Öffnen" und "Aufbiß Front" (je 120 di) erreicht.

Maximale Auslenkungen nach mesial bekommt man bei "Schlucken" (20 me, Anfangswert).

Das größte Intervall liegt wieder bei "Knirschen" (20 di - 80 di).

Der Nullpunkt bleibt relativ konstant.

Proband: Peter T.
 Zähne: 35 und 38
 Brückenart: ohne prothetische Versorgung
 Meßrichtung: sagittal
 Auswert-Schablone: 100% = 100 µm (Zahn 35)
 70% = 100 µm (Zahn 38)
 Tabelle: 16

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	35	38
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	10 di	50 di
Pressen	50 di	120 di
Vibrieren	$\pm 0 - 20$ di	40 di - 80 di
Knirschen	5 me - 20 di	20 di - 80 di
Hacken	10 di - 25 di	50 di - 100 di
UK Links	10 me	100 di
UK Rechts	20 di	50 di
UK Vor	35 di	100 di
UK Zurück	10 me	± 0
Zungendruck	30 me	100 di
Schlucken	$\pm 0 \rightarrow 30$ di	20 me $\rightarrow$ 100 di
max. UK Vor	50 di	200 di
max. Öffnen	10 me	120 di
Aufbiß Front	40 di	120 di

transversale Messung (s. Tab. 17):

Der Zahn 35 wird hauptsächlich nach lingual ausgelenkt. Maximalwerte liegen bei "Pressen" (50 li) und bei "UK Zurück" (35 li).

Die maximale Auslenkung nach buccal ergibt sich bei "max. Öffnen" (30 bu).

"Schlucken" liefert anfänglich eine große linguale Auslenkung (50 li) und hat einen Endwert von 50 μ m in die buccale Richtung.

Das größte Intervall liegt bei "Knirschen" ($\pm$ 0 - 40 li).

Der Zahn 38 wird im wesentlichen auch nach lingual ausgelenkt. Maximalwerte liegen bei "max. UK Vor" (150 li), bei "Zugendruck" und "UK Rechts" (je 120 li) und bei "Pressen" (110 li).

Maximalwerte nach buccal liefert "Schlucken" mit einem Endwert von 50 μ m. Es hat einen Anfangswert von 150 μ m nach lingual.

Das größte Intervall liefert wieder "Knirschen" (30 li - 90 li).

Die Nulllinie bleibt während der Messung relativ konstant.

Proband: Peter T.
 Zähne: 35 und 38
 Brückenart: ohne prothetische Versorgung
 Meßrichtung: transversal
 Auswert-Schablone: 100% = 100 µm

Tabelle: 17

Funktion:	Auslenkung (µm)	
	35	38
Öffnen	± 0	± 0
Schließen	20 li	30 li
Pressen	50 li	110 li
Vibrieren	30 li - 40 li	30 li - 80 li
Knirschen	$\begin{matrix} + \\ - \end{matrix} 0 - 40 li$	30 li - 90 li
Hacken	20 li - 35 li	40 li - 70 li
UK Links	20 li.	50 li
UK Rechts	15 li	120 li
UK Vor	20 li	20 li
UK Zurück	35 li	50 li
Zungendruck	20 li	120 li
Schlucken	50 li $\rightarrow$ 50 bu	150 li $\rightarrow$ 40 bu
max. UK Vor	30 li	150 li
max. Öffnen	30 bu	100 li
Aufbiß Front	--	--

6.3. Gegenüberstellung wichtiger Werte und deren Interpretation

Im nachfolgenden Teil der Arbeit erfolgt eine Zusammenschau der wichtigsten Werte der Zahnkinetik. Diese Werte sind in der Regel dem Betrage nach die größten Werte; es ist möglich, anhand von ihnen die in Kap. 4.2. geschilderten Funktionen der Brücke in den verschiedenen Richtungen des Raumes zu belegen.

6.3.1. Proband A, Brücke 33 - 36

sagittale Meßrichtung (s. Tab. 18):

Bei "Pressen" ohne prothetische Versorgung wird der Zahn 33 um 40 μm , der Zahn 36 um 30 μm nach mesial ausgelenkt. Mit prothetischer Versorgung werden die Zähne dagegen in distaler Richtung ausgelenkt.

Dies kann durch die fehlenden Antagonistenkontakte erklärt werden:

Es kommt zu einer einseitigen Druckbelastung der Mandibula im Seitenzahnbereich, analog den Versuchen nach MARX (43), mit der nach okklusal konvexen Durchbiegung auf der unbelasteten Gegenseite. Dies wiederum führt zur Annäherung der Zähne an die Meßwertaufnehmer, was einer mesialen Auslenkung entspricht.

Mit prothetischer Versorgung wird die Mandibula gleichmäßig belastet; es resultiert eine nach okklusal konkave Deformation mit Annäherung der Zähne an die Meßwertaufnehmer.

Auch ein mögliches Auslenken der Unterkieferfrontzähne beim Pressen nach lingual ist zu bedenken. Dabei kommt es ebenfalls zu einer Distanzverkleinerung zwischen den Zähnen und den Meßwertaufnehmern, was dem Obengesagten entspricht.

Bei "Knirschen" liegen ähnliche Verhältnisse wie bei "Pressen" vor. Auch hier überwiegen mesiale Auslenkungen bei den Messungen ohne prothetische Versorgung und überwiegend distale Auslenkungen mit prothetischer Versorgung. Das Zustandekommen dieser Werte ist wie bei "Pressen" zu erklären.

Bei "Schlucken" ohne prothetische Versorgung kann sich die Zunge in die Lücke legen. Dadurch wird der Zahn 33 nach mesial und der Zahn 36 nach distal gedrückt. Mit prothetischer Versorgung entstehen distale Auslenkungen an beiden Zähnen.

Dies kann aus einem Zungendruck beim Schlucken gegen die Unterkieferfront resultieren, wobei die paraokklusale Schiene mit nach ventral genommen wird, und die gemessenen Zähne relativ gesehen nach distal auslenken.

SIEBERT (62) mißt Auslenkungen der unteren Seitenzähne beim Schlucken ebenfalls in der Größenordnung von 10 μm nach distal.

Bei "max. UK Vor" und bei "max. Öffnen" kommt es im wesentlichen zu distalen Auslenkungen der Zähne bis zu maximal 15 μm .

Bei "Aufbiß Front" kommt es ebenfalls zu distalen Auslenkungen. Den Maximalwert erreicht der Zahn 36 ohne prothetische Versorgung mit 30 μm nach distal.

Dies läßt sich ebenfalls durch die elastische Deformation der Mandibula (MARX) und mit dem dadurch verbundenen "Auffächern" der Seitenzahnreihen (WEBER-THEDY) erklären.

Durch die nach okklusal konvexe Deformation der Man-

dibula wird die paraokklusale Schiene mit dem Aufnehmer vom Zahn entfernt. Es resultiert eine relative distale Auslenkung des zu messenden Zahnes.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die neue Brückenkonstruktion eine höhere Übereinstimmung mit den Werten ohne prothetische Versorgung hat als die herkömmliche starre Brücke. Dies wird besonders deutlich bei den Funktionen "Knirschen" und "Aufbiß Front".

Das bisher Gesagte soll das Zustandekommen der einzelnen Werte bei verschiedener prothetischer Versorgung, unter Berücksichtigung relevanter Faktoren, erläutern.

Anhand der nachfolgenden Tabellen 18 bis 23 erfolgt eine übersichtliche, differenzierte Gegenüberstellung der Werte der Zahnkinetik bei den einzelnen Funktionen mit unterschiedlicher prothetischer Versorgung.

Proband: Ilse N.
 Brücke: 33 - 36
 Meßrichtung: sagittal

Tabelle: 18

Funktion:	ohne prothet. Versorgung		mit "neuer" Brücke		mit "herkömml." Brücke	
	33	36	33	36	33	36
Pressen	40 me	30 me	20 di	30 di	15 di	20 di
Knirschen	5 me - 35 me	35 me - 10 di	10 di - 20 di	10 me - 20 di	+ 0 - 10 di	5 di - 15 di
Schlucken	+ 0 - 25 me	+ 0 - 20 di	+ 0 - 10 di	+ 0 - 10 di	+ 0 - 10 di	+ 0 - 10 di
max. UK Vor	5 di	15 di	5 di	5 di	10 di	10 di
max. Öffnen	5 me	5 di	5 di	5 di	10 di	10 di
Aufbiß Front	5 di	30 di	2 di	10 di	5 di	5 di

transversale Messung (s. Tab. 19):

Bei "Pressen" ohne prothetische Versorgung wird wesentlich der Zahn 36 ausgelenkt und zwar um 90 μ m nach lingual. Die Auslenkung des Zahnes 33 dabei ist gering (5 li).

SIEBERT (62) mißt ebenfalls Lingualauslenkungen an unteren Molaren, wenn auch nicht so hohe Werte.

Dies hat eine Kompression der Mandibula im dorsalen Bereich zur Folge. Der anteriore Anteil des Unterkiefers bleibt dagegen unverändert.

Bei "Knirschen" entstehen unterschiedliche Intervalle: An Zahn 33 recht kleine Werte, die die Nulllinie überschreiten; an Zahn 36 hohe Werte in lingu-aler Richtung.

Auch dies hat eine Verengung der Mandibula im dorsalen Bereich zur Folge. Die anteriore Verengung ist dagegen wesentlich kleiner, d. h. die Mandibula bleibt fast unverändert.

Bei "Schlucken" kommt es ebenfalls zu größeren transversalen Veränderungen im Bereich des Zahnes 36 (maximal 70 μ m li, mit neuer Brücke). Der Zahn 33 wird gering ausgelenkt (maximal 20 μ m bu, ohne prothetische Versorgung).

Bei den restlichen, in Tabelle 19 zusammengestellten Werten, kommt es nur zu geringen Auslenkungen der Zähne. Die Mandibula bleibt dabei relativ konstant. Es überwiegen buccale Auslenkungen.

Auch hier zeigt sich eine deutliche Überlegenheit der neuen Brückenkonstruktion im Nachvollziehen der Werte, die gemessen wurden ohne prothetische Versorgung. Dies ist gut zu sehen bei "Pressen", "Knirschen", "Schlucken" und "Aufbiß Front".

Proband: Ilse N.

Brücke: 33 - 36

Meßrichtung: transversal

Tabelle: 19

Funktion:	ohne prothet. Versorgung		mit "neuer" Brücke		mit "herkömml." Brücke	
	33	36	33	36	33	36
Pressen	5 li	90 li	20 li	90 li	15 li	70 li
Knirschen	10 li - 5 bu	40 li - 90 li	5 li - 15 li	50 li - 80 li	10 li - 5 bu	10 li - 60 li
Schlucken	+ 0 - 20 bu	+ 0 - 40 bu	+ 0 - 5 bu	+ 0 - 70 li	+ 0 - 10 bu	+ 0 - 5 bu
max. UK Vor	10 bu	5 bu	5 bu	5 bu	10 bu	10 bu
max. Öffnen	10 bu	20 bu	5 bu	5 bu	5 bu	10 bu
Auß Front	5 bu	5 bu	5 bu	5 bu	5 bu	5 bu

6.3.2. Proband B, Brücke 44 - 48

sagittale Messung (s. Tab. 20):

Bei "Pressen" werden die Zähne 44 und 48 gegenseitig ausgelenkt: Der Zahn 44 nach mesial, der Zahn 48 nach distal.

Ohne prothetische Versorgung werden Werte bis 50 μm nach mesial bzw. distal gemessen.

Die Werte mit der neuen Brücke betragen für Zahn 44 40 μm nach mesial und für Zahn 48 70 μm nach distal. Es kommt dabei zu einer Distanzvergrößerung um 110 μm in der Sagittalen (= "Auffächern").

Bei "Knirschen" werden mit prothetischer Versorgung wesentlich höhere Werte erzielt als im prothetisch unversorgten Gebiß. Hierbei dürfte der fehlende Antagonistenkontakt im unversorgten Gebiß, d. h. an den beschliffenen Zähnen, eine wesentliche Rolle spielen.

Die Werte schwanken zwischen $\pm 0 - 30$ me (Zahn 48) im unversorgten Gebiß und bis zu 10 me - 80 di (Zahn 48, mit neuer Brücke) im versorgten Gebiß. Die Auslenkungen mit der herkömmlichen Brücke sind geringer.

Bei "Schlucken" treten im unversorgten Gebiß wieder hohe Werte auf. Am vorderen Pfeilerzahn (Zahn 44) werden 80 μm nach mesial (= Endwert) gemessen. Am Zahn 48 kommt es anfänglich zu einer mesialen Auslenkung (80 me), die dann übergeht in eine distale Auslenkung (25 di, Endwert).

Ähnliche Charakteristiken zeigen sich bei der Messung mit der neuen Brücke.

Bei der herkömmlichen Brücke fehlt das anfängliche Auslenken nach mesial, es kommt gleich zu einem Endwert auf der mesialen Seite. Auch verhalten sich beide Zähne identisch, bedingt durch die starre Verbindung.

Bei "max. UK Vor" kommt es generell zu distalen Auslenkungen der Zähne.

Die Distanzzunahme in der Sagittalen beträgt im unversorgten Gebiß 80 μm , bei der neuen Brücke 140 μm und bei der herkömmlichen Brücke nur 40 μm (starre Verbindung der Pfeiler).

Die Differenz von 40 μm bei der Verwendung der starren Brücke dürfte daher kommen, daß die paraokklusale Schiene nur mit der Front verbunden ist und bei der Unterkieferdeformation dadurch am distalen Zahn ein höherer Abstand zum Zahn entsteht, was einer relativen Distalauslenkung dieses Zahnes entspricht.

Dieser Wert von 40 μm muß bei den anderen Messungen entsprechend berücksichtigt werden.

Bei "max. Öffnen" entstehen ähnliche Wertepaare wie bei "max. UK Vor".

Auch hier entsteht ein Differenzbetrag, diesmal 30 μm , der berücksichtigt werden muß, gibt man die tatsächliche Auslenkung des Zahnes 48 an.

Bei "Aufbiß Front" kommt es wieder zu einem charakteristischen "Auffächern" der Seitenzahnreihen.

Die Distanzzunahme beträgt dabei im unversorgten Gebiß 50 μm , bei der neuen Brücke 70 μm .

Bei der herkömmlichen Brücke kommt es zu keiner wesentlichen Distanzvergrößerung. Die 10 μ m dabei dürften ein Fehlbetrag analog "max. Öffnen" und "max. UK Vor" sein.

Hier zeigt sich deutlich, wie die neue Brückenkonstruktion die physiologischen Bewegungen der Zähne nachvollziehen kann.

Proband: Peter T.
 Brücke: 44 - 48
 Meßrichtung: sagittal

Tabelle: 20

Funktion:	ohne prothet. Versorgung		mit "neuer" Brücke		mit "herkömml." Brücke	
	44	48	44	48	44	48
Pressen	50 me	50 di	40 me	70 di	20 me	60 di
Knirschen	15 me - 25 me	+ 0 - 30 me	10 me - 35 me	10 me - 80 di	+ 0 - 50 di	15 di - 60 di
Schlucken	+ 0 - 80 me	80 me - 25 di	+ 0 - 30 me	30 me - 50 di	+ 0 - 60 me	+ 0 - 60 me
max. UK Vor	60 di	140 di	40 di	180 di	120 di	160 di
max. Öffnen	25 di	80 di	20 di	140 di	70 di	100 di
Aufbiß Front	50 di	100 di	50 di	120 di	90 di	80 di

transversale Messung (s. Tab. 21):

Bei "Pressen" entstehen Auslenkungen der Zähne nach buccal. Der Zahn 44 wird im unversorgtn Gebiß um 20 μ m, der Zahn 48 um 60 μ m nach buccal ausgelenkt.

Mit der neuen Brücke kommt es zu den gleichen Werten.

Mit der starren Brücke wird der distale Pfeilerzahn (Zahn 48) erheblich in der Bewegung behindert; er lenkt nur noch um 20 μ m nach buccal aus.

Auch hier zeigt sich wieder im dorsalen Bereich der Mandibula erhöhte Beweglichkeit.

Bei "Knirschen" entstehen wieder unterschiedliche Intervalle: Im unversorgten Gebiß am Zahn 44 $\pm$ 0 - 20 bu und am Zahn 48 20 li - 50 li.

Das versorgte Gebiß zeigt mit der neuen Brücke wesentlich größere Intervalle: Am Zahn 44 25 li - 20 bu und am Zahn 48 20 li - 70 bu.

Die herkömmliche Brücke zeigt deutlich kleiner Werte.

Die Ursache der kleineren Intervalle im unversorgten Gebiß ist wieder der fehlende Antagonistenkontakt der beschliffenen Zähnen.

Bei "Schlucken" kommt es zu Auslenkungen nach buccal. Die größten Werte werden an den distalen Zähnen gemessen.

Sie betragen 120 μ m im unversorgten Gebiß und 150 μ m im versorgten Gebiß (neue Brücke).

Bei "max. UK Vor", "max Öffnen" und bei "Aufbiß Front" werden beide Zähne nach lingual ausgelenkt.

Dabei werden die hinteren Abschnitte des Unterkiefers weitaus höher komprimiert wie die vorderen. Der gemessene Maximalwert (220 li, Zahn 48, ohne prothetische Versorgung) stimmt mit den von JUNG (30) angegebenen Werten gut überein. Dabei ist zu beachten, daß die hier angegebenen Werte sich nur auf eine Kieferhälfte beziehen. Um die gesamte Verengung der Mandibula zu bekommen, sind die Werte zu verdoppeln.

Zusammenfassend ergibt sich eine große Übereinstimmung zwischen den Werten im unversorgten Gebiß und denen mit der neuen Brücke.

Proband:

Peter T.

Brücke:

44 - 48

Meßrichtung:

transversal

Tabelle: 21

Funktion:	ohne prothet. Versorgung		mit "neuer" Brücke		mit "herkömml." Brücke	
	44	48	44	48	44	48
Pressen	20 bu	60 bu	15 bu	60 bu	15 bu	20 bu
Knirschen	+ 0 - 20 bu	20 li - 50 li	25 li - 20 bu	20 li - 70 bu	10 li - 10 bu	+ 0 - 20 li
Schlucken	+ 0 - 60 bu	+ 0 - 120 bu	+ 0 - 20 bu	+ 0 - 150 bu	+ 0 - 20 bu	+ 0 - 100 bu
max. UK Vor	20 li	200 li	30 li	200 li	60 li	150 li
max. Öffnen	10 li	70 li	20 li	150 li	20 li	60 li
Aufbiß Front	30 li	220 li	30 li	150 li	20 li	100 li

6.3.3. Proband B, Brücke 35 - 38

Bei diesen Messungen wurde keine Vergleichsmessung mit einer herkömmlichen Brücke gemacht.

sagittale Messung (s. Tab. 22):

Bei "Pressen" entstehen Auslenkungen nach distal sowohl im unversorgten als auch im versorgten Gebiß. Der Maximalwert beträgt $120\text{ }\mu\text{m}$ nach distal am Zahn 38 ohne prothetische Versorgung.

Der Unterschied vom versorgten zum unversorgten Gebiß dürfte wieder an der unterschiedlichen Deformierung der Mandibula liegen (vergleiche Proband A).

Bei "Knirschen" ist das Intervall am Zahn 35 im versorgten Zustand, am Zahn 38 im unversorgten Zustand größer.

Es kommt dabei wesentlich zu distalen Auslenkungen.

Bei "Schlucken" zeigen sich ebenfalls überwiegend distale Auslenkungen. Die Endwerte beim Schluckvorgang sind in beiden Fällen, versorgt oder unversorgt, identisch, jedoch an den distalen Zähnen größer ($120\text{ }\mu\text{m}$ di, Zahn 38, neue Brücke).

Bei den Funktionen "max. UK Vor", "max. Öffnen" und "Aufbiß Front" kommt es wieder größtenteils zu distalen Auslenkungen.

Es kommt dabei zu einer Distanzzunahme in der Sagittalen von $140\text{ }\mu\text{m}$ ("max. UK Vor", neue Brücke).

Die Messungen mit der neuen Brücke stimmen sehr gut mit der Kinetik der unversorgten Pfeilerzähne überein.

Proband: Peter T.
 Brücke: 35 + 38
 Meßrichtung: sagittal

Tabelle: 22

Funktion:	ohne prothet. Versorgung		mit "neuer" Brücke	
	35	38	35	38
Pressen	50 di	120 di	50 di	50 di
Knirschen	5 me - 20 di	20 di - 80 di	5 di - 55 di	10 di - 50 di
Schlucken	+ 0 - 30 di	20 me - 100 di	+ 0 - 40 di	30 me - 120 di
max. UK Vor	50 di	200 di	60 di	200 di
max. Öffnen	10 di	120 di	5 me	50 di
Aufbiß Front	40 di	120 di	40 di	80 di

transversale Messung (s. Tab. 23):

Bei "Pressen" entstehen Auslenkungen nach lingual, posterior zweimal größer als anterior.

Der Maximalwert beträgt 110 μm nach lingual (Zahn 38, ohne prothetische Versorgung).

Bei "Knirschen" sind die Intervalle mit der neuen Brücke kleiner als im unversorgten Gebiß.

Bei "Schlucken" kommt es in beiden Fällen an beiden Zähnen zu einer anfänglichen lingualen Auslenkung. Am Ende des Schluckvorganges steht jedoch eine buccale Auslenkung.

Der dabei überschrittene Bereich ist in beiden Fällen ungefähr gleich.

Bei "max. UK Vor" und bei "max Öffnen" kommt es zu lingualen Auslenkungen der Zähne. Wieder ist der dorsale Abschnitt des Unterkiefers stärker betroffen. Der Maximalwert beträgt 150 μm nach lingual (Zahn 38, ohne prothetische Versorgung).

Die Funktion "Aufbiß Front" wurde nicht gemessen.

Es zeigt sich wieder gute Übereinstimmung der Werte der neuen Brücke mit den Werten der Zähne ohne prothetische Versorgung.

Proband: Peter T.
 Brücke: 35 + 38
 Meßrichtung: transversal

Tabelle: 23

Funktion:	ohne prothet. Versorgung		mit "neuer" Brücke	
	35	38	35	38
Pressen	50 li	110 li	60 li	100 li
Knirschen	+ 0 - 40 li	30 li - 90 li	30 li - 55 li	65 li - 100 li
Schlucken	50 li → 50 bu	150 li → 40 bu	40 li → 30 bu	90 li → 40 bu
max. UK Vor	30 li	150 li	40 li	50 li
max. Öffnen	30 bu	100 li	15 li	130 li
Aufbiß Front	--	--	--	--

7. Diskussion

Um die elastische Deformierung der Mandibula und die physiologische Eigenbeweglichkeit der Zähne zu erhalten, wurde eine neue bewegliche Brücke geschaffen.

JUNG (30) fand eine Verringerung des Abstandes der unteren Molaren in transversaler Richtung bei maximaler Bißöffnung um 0,35 mm und bei maximalem Vorschub des Unterkiefers um etwa 0,70 mm. Die elastische Deformation im Bereich der Prämolaren ist bis zu sechsmal geringer.

JOB (27) maß bei Belastung im Unterkiefermolarenbereich eine transversale Verengung von 0,2 - 0,4 mm, im Prämolarenbereich eine von 0,1 - 0,2 mm.

MARX (43) untersuchte mit Hilfe induktiver Wegaufnehmer die funktionsbedingte elastische Deformierung der menschlichen Mandibula. Er fand, daß es neben einer Durchbiegung auch zu einer Verdrillung der Kieferäste kommt.

Er bestätigte auch die von WEBER-THEDEY (73) angegebene "Auffächerung" der Seitenzahnreihen.

Diese Verformung der Mandibula kann man als äußerlich sichtbares bzw. meßbares Ergebnis der inneren, geleisteten Arbeit aufgrund der von außen einwirkenden Kräfte ansehen.

Diese von außen angreifenden Kräfte resultieren aus der Muskelkraft und der Widerstandskraft der zu zerkleinern- den Nahrung.

Verschiedene Autoren wie JUNG (30), WEBER-THEDY (73), MARX (43) und JOB (27) weisen auf die Beeinträchtigung der physiologischen Bewegungen der Zähne durch starre prothetische Konstruktionen hin.

Andere Autoren wie BOITEL (5), CHAYES (7) und AUGUSTIN (1) geben Brückenkonstruktionen an, die diese physiologischen Bewegungen ermöglichen sollen.

Die in dieser Arbeit vorgestellte Brückenkonstruktion erlaubt die notwendigen physiologischen Bewegungen der Zähne und der Mandibula in den verschiedenen Richtungen.

Sie ist jedoch so ausgebildet, daß sie die Pfeilerzähne versteift, um ein Kippen der Zähne zu verhindern; sie bildet in der Transversalen kein Gelenk.

Durch Distanzzunahme, bedingt durch Gleiten in der Passung, ermöglicht sie das "Auffächern" der Seitenzahnreihen.

Die Unterschiede in der transversalen Verengung zwischen Molaren- und Prämolarenbereich werden durch elastische Verformung an der Teilungsstelle ermöglicht.

Das verringerte Trägheitsmoment an der Teilungsstelle steht im Einklang mit der Forderung von JOB (27).

Die Teilungsstelle ermöglicht die elastische Verformung auch in der Vertikalen, d. h. sie erlaubt die elastische Deformierung, die MARX gefunden hat.

Das Wort "Gelenk" wird dieser komplexen Art der Verbindung nicht voll gerecht, da sie in verschiedenen Richtungen unterschiedliche Freiheitsgrade aufweist.

Die Brücke wurde statisch und dynamisch berechnet. Sie hält die im Mund auftretenden Beanspruchungen aus.

AUGUSTIN (1) gibt für seine Konstruktion an, daß sie Belastungen von 60 - 100 kg aushält, ohne sich merklich zu verbiegen. Die "Auflagernase" hält die im Mund auftretende Belastung aus.

Bei dieser rein technischen Betrachtung sollte jedoch nicht vergessen werden: "eine Zahnprothese ist vor allem ein biologisches und deshalb ein medizinisches Problem. Sie ist eine mehr oder weniger komplizierte Konstruktion, die mit organischem Gewebe verbunden wird. Daher ist erste bedingungslose Forderung: *primum non nocere*." (HRUSKA, 26).

Mit der Messung der Beweglichkeit der Zähne sollten die angestellten Überlegungen zur Wirkungsweise der Brückenkonstruktion auf die elastische Deformierung der Mandibula und auf die Kinetik der Einzelzähne in einen klinischen Bezug gebracht werden.

Die bisher bekannten Untersuchungen und Messungen der Beweglichkeit der Zähne hatten zum Ziel, das Phänomen der Kinetik zu objektivieren. Desweiteren wurde versucht, herauszufinden, wo die Grenze der physiologischen Auslenkung liegt.

In der Literatur werden die Grenzen des Physiologischen weit abgesteckt:

MÜHLEMANN (49) gibt die physiologische Zahnbeweglichkeit in axialer Richtung mit 0,01 bis 0,04 mm, in vestibulärer und oraler Richtung beim Erwachsenen bis zu 0,3 mm bei einer Belastung von 1,5 kp an.

Er stuft Werte über 200 μ m als pathologisch ein.

SIEBERT (62), der wie KÖRBER (36) mit berührungslosen, induktiven Wegaufnehmern arbeitet, fand bei seinen Messungen nie höhere Werte als 120 μ m und setzte dies als Grenze zum Pathologischen fest.

Er hat bei seinen Arbeiten die Frage der Zahnkinetik bei Leermastikation untersucht, was einen direkten, klinischen Bezug erkennen läßt.

Auch ermittelte er bei seinen Untersuchungen die Summation aller Bewegungsabläufe unter Vernachlässigung der Teilkomponenten der Auslenkungswerte, wie Biegung des Zahnes oder Registrierung des Pulsschlages, wie sie von KÖRBER (37) und HENERS (20) gemessen wurden.

In der vorliegenden Untersuchung wurden diese Teilkomponenten ebenfalls nicht berücksichtigt. Das Schreibgerät arbeitet wesentlich träger.

Ziel dieses Teils der Arbeit war es, die Faktoren und Werte der Zahnbeweglichkeit während der Leermastikation mit der neuen Brückenkonstruktion im Vergleich zur herkömmlichen prothetischen Versorgung zu messen. Dabei wurde auch die Kinetik der beschliffenen Pfeilerzähne gemessen, um zu sehen, inwieweit die prothetische Versorgung deren Kinetik beeinflusst.

Die paraokklusale Schienen ermöglichen zwar die Auslenkungsmessung eines Zahnes, der anteriore Zahnbogen aber wurde durch die Schiene verblockt. Damit läßt sich nicht eindeutig angeben, ob die gemessene Auslenkung der ohne Verblockung voll entspricht.

Auch der direkte Vergleich mit den Werten, die SIEBERT (62) angibt, ist nur bedingt möglich, da seine Schienen den Zahnbogen voll umfaßten und somit die Zähne stärker verblockten.

Die Anbringung der Meßwertaufnehmer erfolgte rein vestibulär in zwei senkrecht zueinander stehenden Raumrichtungen. Die vertikale Richtung wurde nicht gemessen. Dies ließ sich auf Grund der technischen und okklusionsbedingten Gegebenheiten methodisch nicht anders darstellen. Es wurde versucht, die Aufnehmerstelle so nah wie möglich okklusal und senkrecht zur angenommenen Zahnachse anzubringen. Für die Auslenkungen ergeben sich andere quantitative Werte, wenn intracoronal gemessen wird.

In der vorliegenden Untersuchung wurden durchweg höhere Werte erzielt, als sie SIEBERT in seiner Arbeit nachweisen konnte. Dies ist wahrscheinlich auf die von ihm verwendeten Kunststoffschienen zurückzuführen, die dem Zahnbogen auf ganzer Länge anlagen. Die Schienen mit den Meßwertaufnehmern werden somit gezwungen, die elastische Deformation der Mandibula, vor allem in der transversalen Richtung, nachzuvollziehen. Durch die hier verwendeten Metallschienen, die nur mit der Front verblockt wurden, konnten so im Molarenbereich größere Auslenkungen gemessen werden. Durch das gewählte Metall wurde eine elastische Verformung der Schienen während der Messung ausgeschlossen.

Die rechnerisch nachgewiesene Verformung der Schiene ist vernachlässigbar klein ($5\text{ }\mu\text{m}$).

Die Verblockung der Schiene mit der Front ist zu rechtfertigen damit, daß diese bei der elastischen Deformierung der Mandibula in der transversalen Richtung relativ konstant bleibt.

Der anteriore Teil der Mandibula kann als Riegel aufgefaßt werden, in den die Unterkieferäste eingespannt sind und nach dorsal auskragen.

Die mathematische Formel zur Errechnung der Durchbiegung (f) für ein solches System lautet:

$$f = 1/8 \cdot q \cdot l^4 / E \cdot I \quad \text{bei Streckenlast (q) bzw.}$$

$$f = 1/3 \cdot P \cdot l^3 / E \cdot I \quad \text{bei Einzellast (P).}$$

Aus diesen Formeln läßt sich die Abhängigkeit der Durchbiegung, sprich transversale Verengung der Mandibula, von der Länge (l) in der 3. bzw. 4. Potenz erkennen.

Nimmt man an, die Molaren haben den doppelten Abstand der Prämolaren zur anterioren Einspannstelle, so resultiert daraus eine 8fach bzw. 16fach erhöhte, transversale Verengung im Molarenbereich.

So läßt sich die von JUNG (30) gemessene, bis zu sechsmal größere, transversale Verengung im Molarenbereich gegenüber dem näher an der Einspannstelle liegenden Prämolarenbereich erklären.

Auch die in dieser Untersuchung bis zu achtmal größere Verengung im Molarenbereich ist damit erklärt.

Für die Durchbiegung spielen laut Formeln auch die von außen angreifende Muskelkräfte (P bzw. q), der Elastizitätsmodul E (Beschaffenheit des Knochens) und das Trägheitsmoment I, bestimmt durch die Abmessungen der Mandibula, eine Rolle.

Zusammenfassend kann man sagen, daß die Werte für die transversale Verengung der Mandibula im Zusammenhang mit diesen physiologischen Gegebenheiten (P, E und I) und vor allem der Länge (l) der Unterkieferäste gesehen werden müssen.

Es wurden Werte für die transversale Verengung im Molarenbereich bis zu $200\text{ }\mu\text{m}$ (Proband B, Zahn 48) gefunden. Diese Werte reichen in die von JUNG angegebene Größenordnung.

Mit der neuen Brücke blieben die Werte gleich, mit der herkömmlichen Brücke kam es zu einer gegenseitigen Beeinflussung der Pfeilerzähne. Der Zahn 44 wurde vermehrt ausgelenkt ($60\text{ }\mu\text{m}$), der Zahn 48 dagegen in der Auslenkung eingeschränkt ($150\text{ }\mu\text{m}$).

In der sagittalen Richtung wurden Distanzzunahmen mit der neuen Brücke bis zu $140\text{ }\mu\text{m}$ (Proband B) gemessen.

Dies spricht eindeutig für das "Auffächern" der Seitenzahnreihen. Dabei ist allerdings ein Fehlbetrag von $40\text{ }\mu\text{m}$ zu berücksichtigen, der bei der starren Brücke gemessen wurde.

Bei frontalem Aufbeißen kam es zu der von MARX geschilderten elastischen Deformierung der Mandibula in kaudal konkaver Richtung.

Es wurde dabei eine Distanzzunahme zwischen den Pfeilern von $120\text{ }\mu\text{m}$ (Proband B) gemessen. Der abzuziehende Fehlbetrag beträgt dabei $80\text{ }\mu\text{m}$.

Diese Fehlbeträge kommen, wie schon erwähnt, dadurch zustande, daß die Schiene mit der Front verblockt ist und folglich an dem weiter entfernten Zahn ein größerer Abstand zwischen Aufnehmer und Zahn bei der Deformierung entsteht, was einer distalen Auslenkung entspricht. Sie entsprechen den Werten, die mit der starren Brücke registriert wurden.

In der vorliegenden Untersuchung wurde als maximaler Wert in der Transversalen $220\text{ }\mu\text{m}$ nach lingual am Zahn 48 (Proband B) bei "Aufbiß Front" gefunden.

Laut SIEBERT hat er damit die Grenze zum Pathologischen überschritten. Nach MÜHLEMANN liegt er aber noch an der Grenze des Physiologischen.

Der maximale Wert in der Sagittalen betrug $180\text{ }\mu\text{m}$ nach distal am Zahn 48 (Proband B) bei "max. UK Vor".

Die größten Auslenkungen wurden bei Zahnkontakt bei den Funktionen "Knirschen" und "Aufbiß Front" und ohne Zahnkontakt bei "max. UK Vor" und "max. Öffnen" gefunden. Die Auslenkungsrichtungen sind dabei überwiegend distal und lingual.

Mit der neuen Brückenkonstruktion wurde eine gute Übereinstimmung mit den Werten ohne prothetische Versorgung erzielt.

Jedoch erlaubt die relativ kleine Zahl von drei gemessenen neuen Brücken keine exakte statistische Aussage. Dies war auch nicht Sinn der Arbeit. Es sollte im Teil der Messungen der klinische Bezug hergestellt und nachgewiesen werden, ob die erwünschten Funktionen mit der Brücke erzielt werden können. Dies ist gelungen.

In weiteren Arbeiten werden größere Anzahlen von diesen neuen Brückenkonstruktionen im direkten Vergleich zu herkömmlichen starren Brücken gemessen.

Die Forderung von HRUSKA (26) nach dem Beweis der erhöhten Zahnbeweglichkeit bei geteilten Systemen gegenüber festen Systemen ist damit erfüllt.

8. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, eine Brückenkonstruktion zu schaffen, die die elastische Deformation der Mandibula und die Kinetik der Pfeilerzähne nicht beeinträchtigt.

Desweiteren sollte mit Hilfe eines elektrischen Meßverfahrens das Verhalten der Pfeilerzähne ohne prothetische Versorgung, mit herkömmlicher Versorgung durch eine starre Brücke und mit der neuen Brückenkonstruktion gemessen werden.

Die neue Brücke besitzt am anterioren Pfeiler eine Teilungsstelle. An diesem Brückenanker ist ein Stift einer Edelmetalllegierung mit dem Durchmesser von 1,2 mm und der Länge von ca. 10 mm angegossen. Er ragt in eine Passung (Innendurchmesser = 1,2 mm) im Brückenkörper.

Die Brücke wurde statisch und dynamisch berechnet.

Die Teilungsstelle erlaubt aufgrund ihrer Konstruktion eine elastische Verformung, eine Rotation um eine sagittale Achse und eine Distanzvergrößerung zwischen den beiden Pfeilerzähnen. Distanzverminderung, d.h. Kippen der Pfeiler wird durch horizontale Versteifung verhindert.

Zur vorliegenden Arbeit und als Grundlage für weitere Untersuchungen wurde ferner eine paraokklusale Schiene aus Metall geschaffen, die sich völlig neutral gegenüber den induktiven Wegaufnehmern verhält. Die notwendige Biegesteifigkeit der Schiene wurde rechnerisch nachgewiesen.

Weiterhin wurde zum Auswerten der registrierten Kurven eine Schablone entwickelt, die die Linearitätscharakteristik des Meßwertaufnehmers berücksichtigt. Diese Schablone setzt den Fehler bei der Auswertung erheblich herab und spart ein erhebliches Maß an Zeit ein.

Die Untersuchung der okklusionsbedingten Kinetik der Pfeilerzähne erfolgte unter Bedingungen, die zu keiner Behinderung der Funktion führten. Mit Hilfe induktiver, berührungsloser Meßwertaufnehmer gelang es, die Zahnauslenkungen bei allen Unterkieferbewegungen während der Leermastikation zu messen. Diese Bewegungen dokumentierte ein Dreikanalkompensationsschreiber.

Es kamen insgesamt drei neue Brückenkonstruktionen an zwei verschiedenen Probanden zur Auswertung, in zwei Fällen mit Vergleichsmessungen zu herkömmlichen starren Brücken. In allen drei Fällen wurde die Kinetik der beschliffenen Pfeilerzähne **gemessen**

Dabei ergab sich, daß die Kinetik der neuen Brückenkonstruktion im Verhältnis zur herkömmlichen Brücke in ca. 65% mit den gemessenen Werten der Pfeilerzähne übereinstimmt. Die neue Brücke ließ größere Auslenkungen der Pfeilerzähne zu.

Es kam zu Distanzvergrößerungen zwischen den Pfeilerzähnen in der Sagittalen bis zu 100 μ m (= korrigierter Wert), was einem "Auffächern" der Seitenzahnreihen entspricht.

Die transversale Verengung im Molarenbereich betrug 200 μm (einseitig). Die Verengung im Prämolarenbereich war dabei achtmal geringer.

Es zeigte sich die Abhängigkeit der transversalen Verengung der Mandibula von der Entfernung der Unterkieferäste zur Einspannstelle, dem "frontalen Riegel".

Eine elastische Deformation beim Aufbeißen auf die Front in kaudal konkaver Richtung konnte ebenfalls festgestellt werden.

Inwieweit die neue Brückenkonstruktion den Verhältnissen des mandibulo-maxillären Organs gerecht wird, müssen weiter klinische Untersuchungen zeigen.

9. Befunde und Aufzeichnungen der Probanden

9.1. Befunde

Proband A, Ilse N.:

weiblich; 55 Jahre alt;

Karies nicht resistentes, parodontal suffizientes
Gebiß;

Brücke von 33 auf 36;

Inlay an 26 und 46; Krone an 32;

neutrale Verzahnung;

Eckzahnführung;

Röntgenbefund: genereller, horizontaler Knochenabbau
mit vertikalem Einbruch am Zahn 16
distal;
keine Auffälligkeiten an den Pfeiler-
zähnen 33 und 36.

Proband B, Peter T.:

männlich; 50 Jahre alt;

Karies nicht resistentes, parodontal suffizienter
Gebiß;

Brücken von 16 auf 17, von 25 auf 28, von 35 auf 38
und von 44 auf 46;

Zahn 27 wurzelbehandelt;

neutrale Verzahnung;

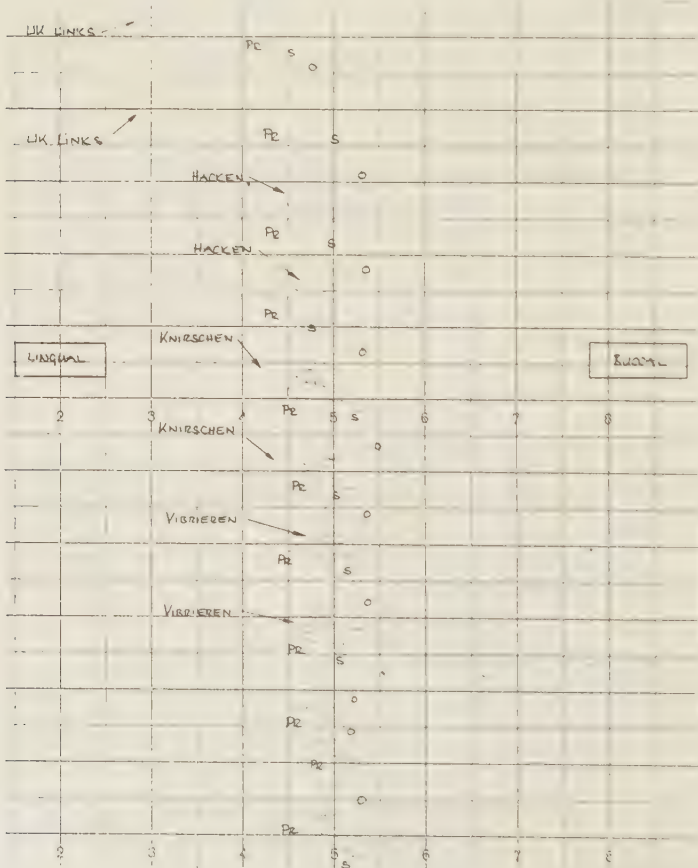
Eckzahnführung;

Röntgenbefund: genereller, horizontaler Knochenabbau
mit vertikalen Einbrüchen an den Zähnen
12 mesial und 44 distal;
keine Auffälligkeiten an den restlichen
Pfeilerzähnen.

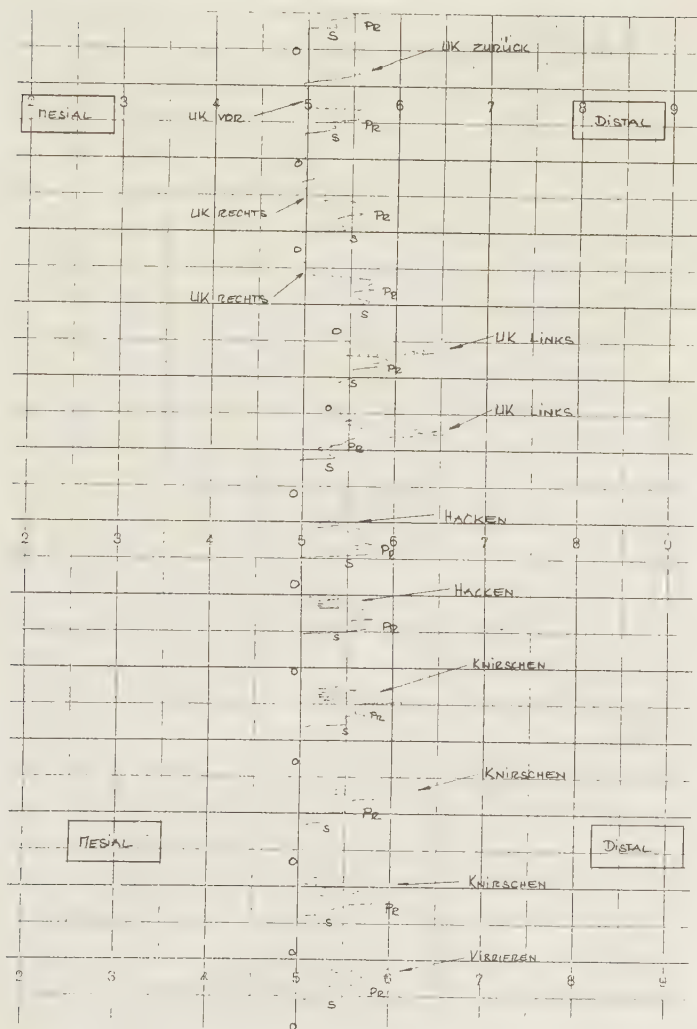
9.2. Aufzeichnungen

Im folgenden Kapitel werden auszugsweise die Aufzeichnungen der Zahnauslenkungen dargestellt.

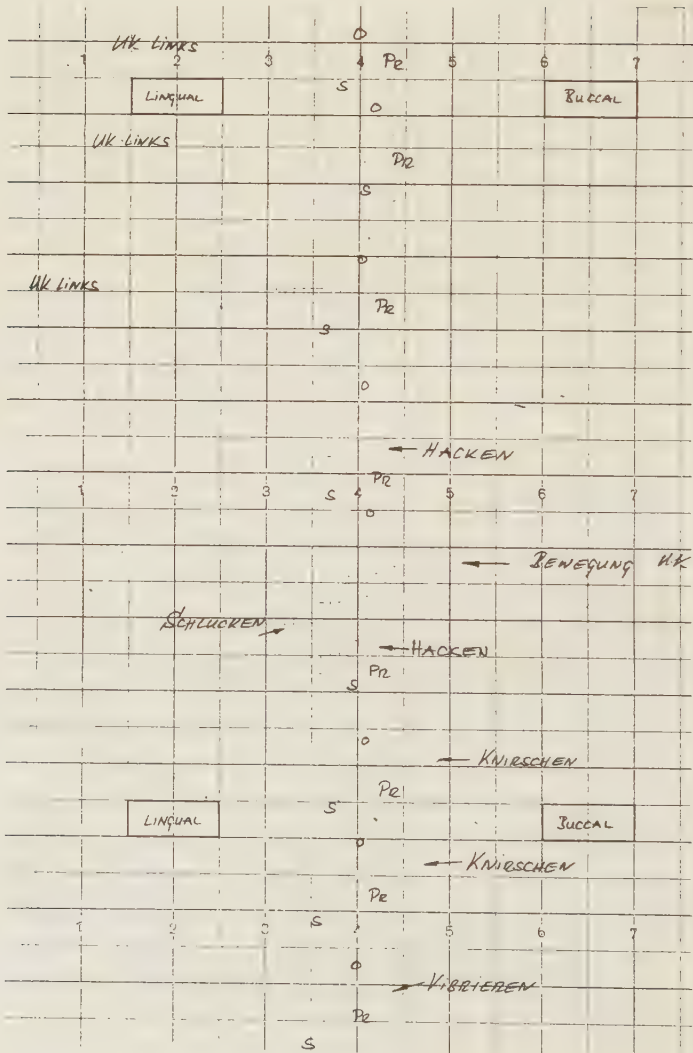
Proband: Ilse N.
Zahn: 33 mit neuer Brücke
Meßrichtung: transversal



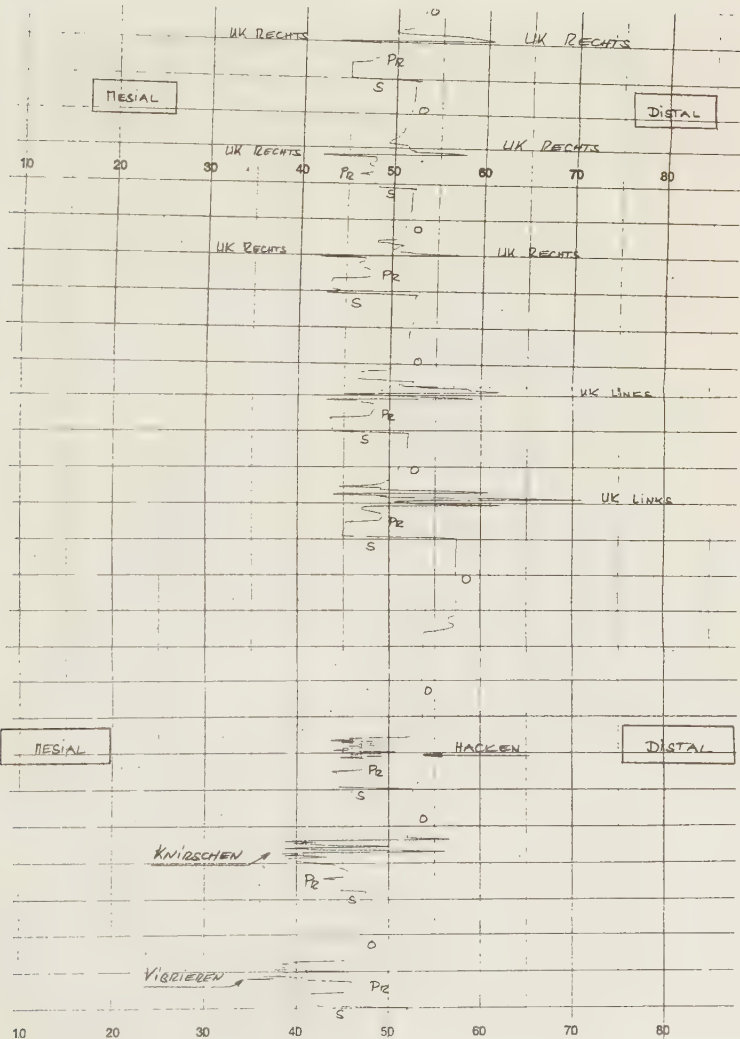
Proband: Ilse N.
 Zahn: 33 mit neuer Brücke
 Meßrichtung: sagittal



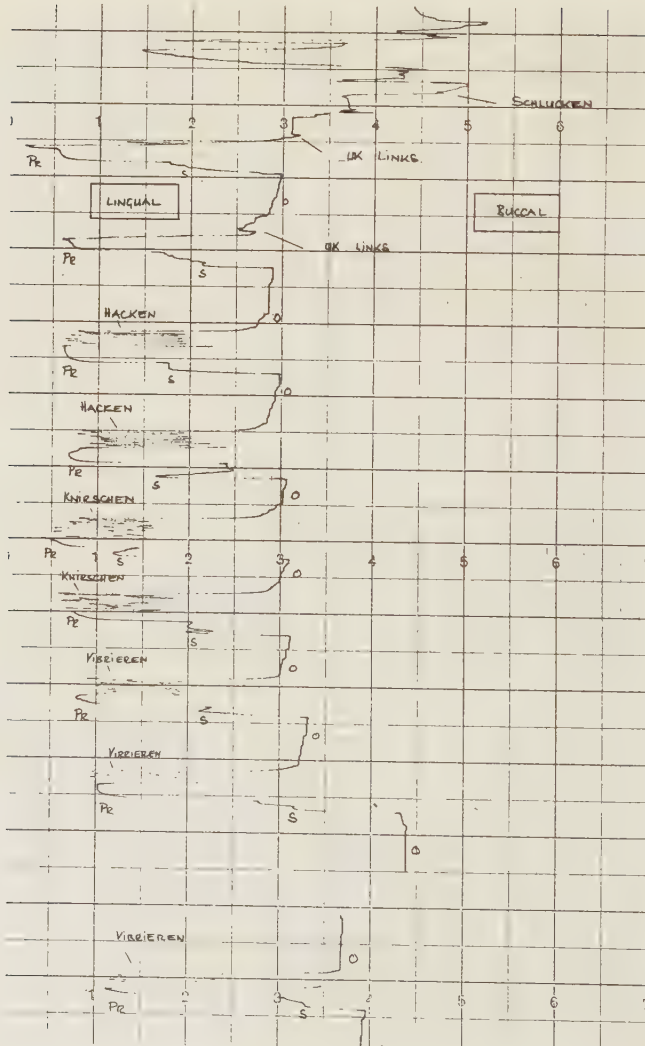
Proband: Peter T.
 Zahn: 44 mit neuer Brücke
 Meßrichtung: transversal



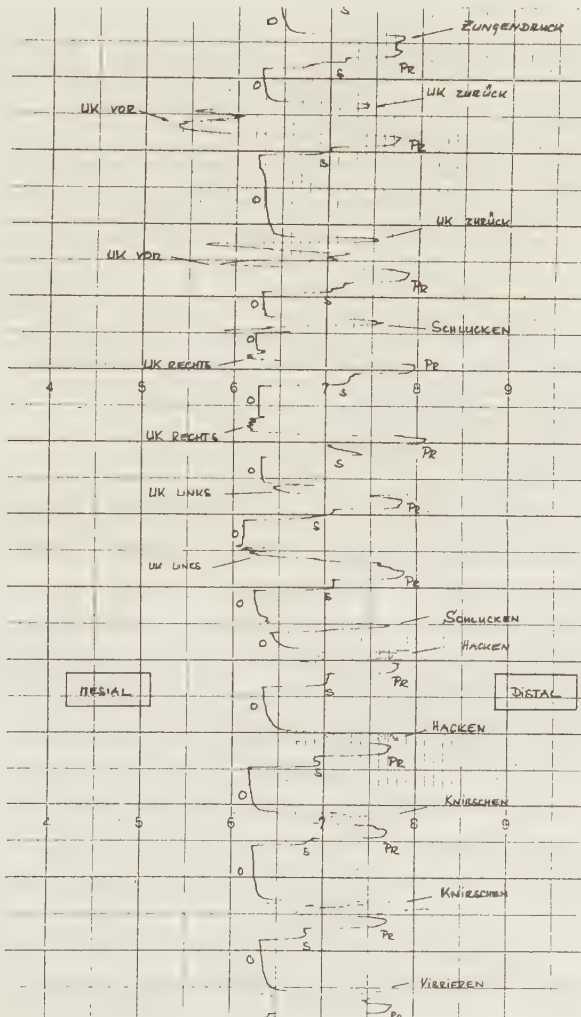
Proband: Peter T.
Zahn: 44 mit neuer Brücke
Meßrichtung: sagittal



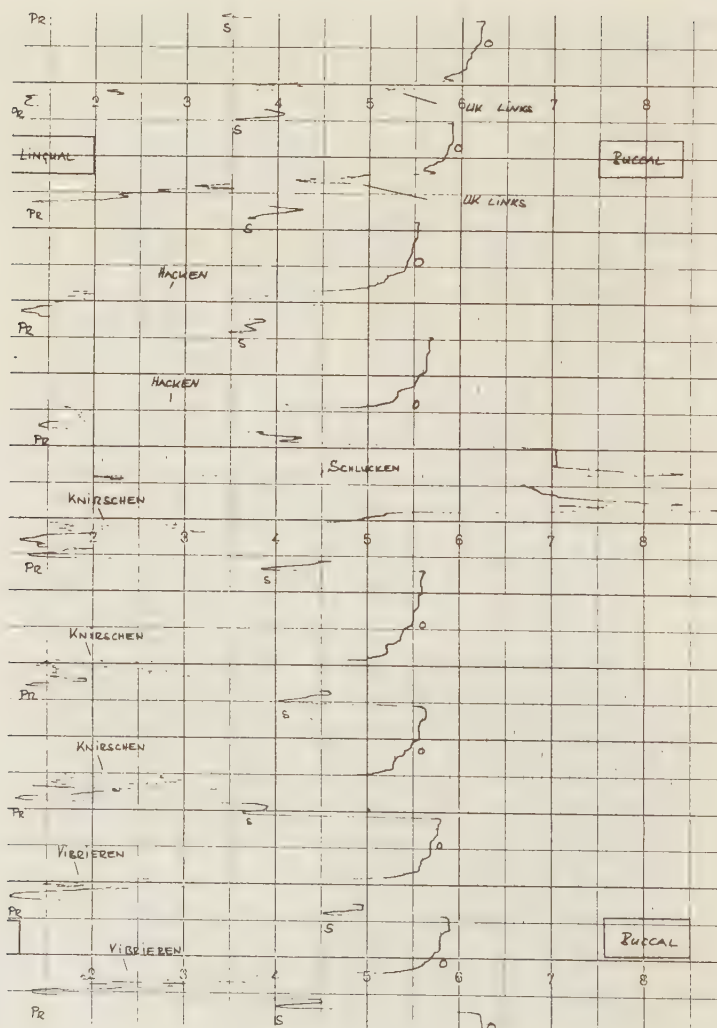
Proband: Peter T.
Zahn: 35 mit neuer Brücke
Meßrichtung: transversal



Proband: Peter T.
Zahn: 35 mit neuer Brücke
Meßrichtung: sagittal



Proband: Peter T.
 Zahn: 38 mit neuer Brücke
 Meßrichtung: transversal



10. Literaturverzeichnis

1. AUGUSTIN, H. : Neues über labile Brückenverankerung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 4 (1949), 1256.
2. BECK, G. : Untersuchung über das Verhalten menschlicher Zähne beim Kauvorgang.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11 (1956), 162.
3. BEYELER, K. und DREYFUS, J. : Prinzip einer elektro-dynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades der Zähne.
Paradontologie 1 (1947), 113.
4. BOCHMANN, F. : Statik im Bauwesen.
Bd. I, 8. Aufl.
Berlin 1972, S. 64.
5. BOITEL, M.E. : Ponts fixes et élasticité physiologique des dents.
Schweiz. Vjschr. Zahnhk. (Revue trimestrielle Suisse D'ODONTOLOGIE) 29 (1919), 1 u. 32.
6. BOOS : In: HÄUPL, K. und REICHBORN-KJENNERUD, I.:
Moderne Zahnärztliche Kronen- und Brückenarbeiten.
Berlin 1929, S. 213.

7. CHAYES : In: HÄUPL, K. und REICHBORN-KJENNERUD, I.:
Moderne Zahnärztliche Kronen- und Brückenarbeiten.
Berlin 1929, S. 130.
8. DEGUSSA : Degussa - Brief 45.
Frankfurt 1979.
9. DEGUSSA : Dental-Legierungen für das
Degussa-Präzisionsguß-System.
Frankfurt, Stand 1980.
10. EICHNER, K. : Messung der Kräfte bei Kauvorgängen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963),
915.
11. ELBRECHT, E. : Beitrag zur Bestimmung der
Lockerungsgrade der Zähne.
Paradentium 11 (1939), 138.
12. EULER, M. : Zur Zahnbeweglichkeit von Zähnen im Kreuzbiss und Scherenbiss.
Med. Diss. Mainz 1979.
13. FUHR, K. : Die festsitzende Brücke.
In: HAUNFELDER, HUPFAUF,
KETTERL, SCHMUTH:
Praxis der Zahnheilkunde.
Bd. III. Zahnersatzkunde.
München 1969.

14. FUHR, K. : Die Indikation für den Kronen-
ersatz und für den Verschluß
kleiner Lücken.
Zahnärztl. Welt 64 (1963), 354.
15. GIECK, K. : Technische Formelsammlung.
23. Auflg.
Heilbronn 1972.
16. HÄUPL, K. und
REICHBORN-KJENNERUD,
I. : Moderne Zahnärztliche Kronen-
und Brückenarbeiten.
Berlin 1929, S. 21.
17. HAUSMANN, U. : Zur Kinetik der Eckzähne und
der 1. Prämolaren.
Med. Diss. Mainz 1979.
18. HEINROTH, H. : Klinische Untersuchung, Kau-
druckmessung.
Fortschr. Zahnheilk. 4 (1928),
114.
19. HENERS, M. : Paraokklusale Schienenhalte-
rung für gnathologische und
parodontologische Meßverfahren.
Zahnärztl. Welt 82 (1973), 789.
20. HENERS, M. : Statistischer Vergleich zwei-
dimensional registrierter phy-
siologischer Meßverfahren.
Dtsch. zahnärztl. Z. 28 (1973),
447.

21. HOFFMANN-AXTHELM, W. : Lexikon der Zahnmedizin.
Berlin 1978, S. 97.
22. HOFFMANN, B. : Festigkeitstheoretische Überle-
gungen und spannungsoptische
Modellexperimente zu der Frage:
Besitzt der Unterkieferkörper
eine trajektorielle Struktur?
Med. Diss. Freiburg 1968.
23. HOFMANN, M. : Ein Gerät zur quantitativen
und qualitativen Bestimmung der
Bewegungsbahn des Zahnes.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962),
721.
24. HOFMANN, M. : Zahnbeweglichkeit - Bestimmung
und Analyse.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963),
924.
25. HOTTINGER - BALDWIN : Betriebsanleitung für den Weg-
aufnehmer TR 4 und den Ver-
stärker KWS 3082.
Darmstadt 1970.
26. HRUSKA, A. : Die inkorporierte mehrgliedrige
Prothese.
Die sog. festsitzende Brücke.
München 1956, S. 21, 22 u. 70.
27. JOB, D.K. : Über die Elastizität der Ske-
letteile des Gebißsystems bei
der mastikatorischen Funktion.
Med. Diss. Mainz 1951.

28. JOEL, A.A. : A new Method for Measuring
Tooth Mobility.
The Dental Practitioner 8 (1958),
329.
29. JUNG, F. : Beitrag zur prothetischen Ver-
sorgung Kieferverletzter.
Dtsch. zahnärztl. Z. 3 (1948),
457.
30. JUNG, F. : Die Elastizität der Skelett-
teile des Gebißsystems.
Stoma. 5 (1952), 74.
31. JUNG, F. : Über die Elastizität der Alveo-
larfortsätze und Kieferkörper
und ihre Bedeutung für die
zahnärztliche Prothetik.
Dtsch. zahnärztl. Z. 9 (1954),
809.
32. JUNG, F. : Die funktionell-elastische De-
formation des Kieferknochens
und die Eigenbeweglichkeit der
Zähne.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk.
70 (1960), 17.
33. JUNG, F. : Die Zahnbeweglichkeit.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963),
934.
34. KLÖTZER, W. : Über die elastische Deforma-
tion der Brückenzwischenglie-
der.
Zahnärztl. Welt/Reform
61 (1960), 13.

35. KOECK, B. und
SANDER, G. : Über die elastische Deformation der Unterkieferspange.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33 (1978),
254.
36. KÜRBER, K.H. : Elektronisches Messen der
Zahnbeweglichkeit.
Dtsch. Zahnärztebl. 16 (1962),
605.
37. KÜRBER, K.H. : Untersuchung zur Biophysik des
Parodontiums.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962),
1585.
38. KÜRBER, K.H. : Zahnärztliche Prothetik.
Bd. I.
Stuttgart 1975, S. 179.
39. KOLLER, K.C. : Zahnersatz durch Kronen, Brücken
und Kleinprothesen.
Bd. 2.
Leipzig 1943, S. 261 u. 328.
40. LÜBECK : zu: JUNG, F:
Über die Elastizität der
Alveolarfortsätze und Kieferkörper und ihre Bedeutung für die zahnärztliche Prothetik.
Dtsch. zahnärztl. Z.
9 (1954), 809.

41. LUNDQUIST, C. : Objektive parodontale registrations methoder.
Odont. Revy 7 (1956), 1.
42. MANLY, R.S.,
YURKSTAS, A. and
RESWICK, J.B. : An instrument for measuring
tooth mobility.
J. Periodont. 22 (1951), 148.
43. MARX, H. : Die funktionsbedingten elastischen Deformierungen der menschlichen Mandibula.
Med. Habil.-schrift Mainz 1967.
44. MARX, H. : Zur Dynamik der aus der elastischen Kieferdeformierung stammenden Zahnbewegungen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 22 (1967), 1310.
45. MARXKORS, R. : Statische und physiologische Überlegungen über die Auswirkung von Kräften, die an der Zahnkrone angreifen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962), 1359.
46. MORELLI, G. : Über Kaudruckmessung.
Zahnärztl. Rundschau 37 (1928), 246.
47. MOTSCH, A. : Kaufunktion und Kiefergelenkbeanspruchung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 23 (1968), 819.

48. MÜHLEMANN, H.R. : Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk.
61 (1951), 1.
49. MÜHLEMANN, H.R. : Periodontometry, a method for measuring tooth mobility.
Oral Surg. 4 (1951), 1220.
50. MÜHLEMANN, H.R. : Zum Messen der Zahnbeweglichkeit am Lebenden.
Zahnärztl. Welt 10 (1955), 407.
51. MÜHLEMANN, H.R. und
RATEITSCHAK, K.H. : Mechanische und elektronische Zahnbeweglichkeitsmessungen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963),
1352.
52. PARFITT, G.J. : Development of an Instrument to measure tooth Mobility.
J. dent. Res. 37 (1958), 64.
53. PARMA, C. : Reihenuntersuchung der Parodontopathien.
Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 34 (1958).
54. PICTON, D.C.A. : A method of measuring physiologic tooth movement in man.
J. deni. Res. 36 (1957), 814.
55. RITTER, R. : Zahnärztliche Prothetik.
In: PORT - EULER:
Lehrbuch der Zahnheilkunde.
6. Auflg.
München 1951, S. 610.

56. SAVDIR, S. : Die Methoden der Zahnbeweglichkeitsmessung.
Ein neues elektronisches Meßgerät.
Med. Diss. München 1963.
57. SCHREIBER, S. : Zur Dynamik der Zunge und Lippenmuskulatur.
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964), 315.
58. SCHÖHL, H. : Die Messung der Zahnbeweglichkeit unter funktioneller Belastung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 15 (1960), 1185.
59. SCHRÖDER, H. : Lehrbuch der technischen Zahnheilkunde.
Berlin 1925, S. 188.
60. SCHULZ, W. : Die Zahnbeweglichkeit von gesunden Zähnen und von Zähnen mit keilförmigen Defekten.
Med. Diss. Mainz 1977.
61. SCHWICKERATH, H. : Zur Zahnbeweglichkeit.
Dtsch. zahnärztl. Z. 22 (1967), 21.
62. SIEBERT, G. : Klinisch experimentelle Untersuchungen zur Disklusion und zur okklusionsbedingten Kinetik von Einzelzähnen.
Med. Habil.-schrift Mainz 1977.

63. SIEBERT, G. : Klinisch-experimentelle Untersuchungen zur Auslenkung von Zähnen auf Grund der elastischen Deformierbarkeit der Mandibula.
Zahnärztl. Welt/Reform
87 (1978), 543.
64. SIEBERT, G. : Zur physiologischen Auslenkung der Zähne.
Dtsch. zahnärztl. Z. 35 (1980),
362.
65. SIEBERT, G. und
SCHNORBACH, H. : Die "Drehbrücke".
lt. mündlicher Mitteilung vom
März 1980.
66. SPIRGI, M. : Nouvel appareil pour déterminer la localisation exacte de l'axe de balancement dentaire vestibulo-lingual et linguo-vestibulaire et pour enregistrer le degré de ce balancement.
Parodontologie 13 (1959), 97.
67. UHLIG, H. : Über die Kaukraft.
Dtsch. zahnärztl. Z. 8 (1953),
30.
68. VEITH, H. : Zur Kinetik der 2. Prämolaren und Molaren.
Med. Diss. Mainz 1979.

69. VEST, G. : Lehrbuch der zahnärztlichen
Kronen- und Brückenprothetik.
Bd. II.
Basel 1960, S. 104.
70. VOSS, R. : Die Form der freischwebenden
Brücke.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962),
1649.
71. WAGNER, E : Die Ermüdung zahntechnischer
Werkstoffe.
dental-labor, XXVII, Heft 7/79,
1181.
72. WANNENMACHER, E. : In: HAMMER, REICHENBACH,
WANNENMACHER:
Lehrbuch der klinischen
Zahnheilkunde.
Bd. 2.
Zahnerhaltungskunde.
Leipzig 1941, S. 304,
Abb. 439.
73. WEBER-THEDY, K.-W. : Die Zuggurtungsfunktion der
Wurzelhaut oder wie die Tole-
ranzquint die Wurzelhaut be-
wertet.
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964),
426.
74. WENDEHORST / MUTH : Bautechnische Zahlentafeln.
17. Auflg.
Stuttgart 1973.

75. WERNER, E. : Zur Kinetik lückenbegrenzender
Zähne.
Med. Diss. im Druck Mainz 1982.
76. WERNER, V. : Vergleichende Untersuchungen
verschiedener Paradontosebe-
handlungen mittels einer neuen
metrischen Methode.
Paradentium 14 (1942), 44.
77. WINKLER, R. : Über den funktionellen Bau des
Unterkiefers.
Z. Stomat. 19 (1921), 403.
78. ZWIRNER, E. : Zum Messen der Zahnbeweglich-
keit am Lebenden.
Zahnärztl. Welt 10 (1955), 99.

An dieser Stelle möchte ich mich bei
Herrn Prof. Dr. G. Siebert
für die freundliche Überlassung des Themas
und für die Übernahme des ersten Gutachtens
bedanken.

Herrn Prof. Dr. K. Fuhr
gilt mein Dank für die Übernahme des zweiten Gutachtens.

weitere Danksagungen:

Danksagen möchte ich Herrn Dr. H. Schnorbach,
Nieder - Olm.

Er war bei der Einführung in die Thematik eine
große Hilfe.

Herrn U. Kohlhas gilt besonderer Dank für das
Bereitstellen und Erklären der Meßgeräte.

Schließlich bedanke ich mich auch bei den Pro-
banden, die mir durch ihre Mitarbeit und Geduld
die Messungen für die Arbeit ermöglicht haben.

Lebenslauf

Am 27. Juli 1953 wurde ich als zweites Kind der Eheleute Erich und Elisabeth Nothof, geb. Hellen-thal, in St.Ingbert geboren.

Von 1960 bis 1968 besuchte ich die Volksschule in St.Ingbert. Anschließend lernte ich den Beruf des Technischen Zeichners und besuchte die Berufs-schule in Saarbrücken von 1968 bis 1971.

Über den zweiten Bildungsweg - Berufsaufbauschule St.Ingbert, Abendform, von 1969 bis 1972, staatl. Fachoberschule Saarbrücken von 1972 bis 1973, staatl. Fachhochschule Saarbrücken, Fachrichtung Bauingenieurwesen, von 1973 bis 1976 - erlangte ich die allgemeine Hochschulreife.

Von 1976 bis 1977 studierte ich an der Technischen Hochschule Karlsruhe im Fachbereich Bauingenieur-wesen.

Im März 1980 erhielt ich den akademischen Grad Diplom - Ingenieur.

Zum Sommersemester 1977 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität Mainz.

Nach den vorklinischen Semestern legte ich im WS 77/78 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und im SS 79 die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Zur Zeit befinde ich mich im Examenssemester.

